



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ODHAD KVALITY SIGNÁLŮ EKG

ECG QUALITY ESTIMATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Markéta Zavázalová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

BRNO 2018



Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Markéta Zavázalová

ID: 192513

Ročník: 2

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Odhad kvality signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku odhadu kvality signálů EKG. Proveďte literární rešerši nejčastěji používaných metod za přítomnosti různých typů rušení v dlouhodobých a zátěžových záznamech EKG. 2) Realizujte metodu založenou na spojitém výpočtu SNR a další vybrané metody a vše implementujte v programovém prostředí Matlab. 3) Funkčnost realizovaných metody ověřte na umělých datech (použijte např. EKG generátor z Physionet.org). Dosažené výsledky diskutujte. 4) Na základě předchozích poznatků navrhnete vlastní metodu odhadu kvality signálů EKG. 5) Ověřte robustnost vlastní navržené metody vůči různým druhům rušení a porovnejte ji s ostatními metodami. 6) Funkčnost navržených algoritmů otestujte na reálných záznamech EKG. 7) Proveďte diskusi dosažených výsledků, formulujte použitelnost jednotlivých metod.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SILVA, Ikaro; MOODY, George B.; CELI, Leo. Improving the quality of ECGs collected using mobile phones: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2011. In: Computing in Cardiology, 2011. IEEE, 2011. p. 273-276.

[2] ORPHANIDOU, Christina, et al. Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2015, 19.3: 832-838.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 18.5.2018

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato diplomová práce řeší problém odhadu kvality signálů EKG. Hlavním cílem práce je na základě prostudovaných metod pro odhad kvality signálu EKG realizovat vlastní návrh metody pro odhad kvality. Teoretická část práce obsahuje především popis snímání elektrické aktivity srdce, anatomii a fyziologii srdce, elektrokardiografii, různé typy rušení EKG signálů a metody popisující odhad kvality signálů EKG. Praktická část se zabývá aplikací jednotlivých metod pro odhad kvality signálů EKG. Pro spojitý odhad kvality EKG je využit výpočet SNR (poměr signálu k šumu). Kvalitu signálu lze posuzovat také na základě statistických funkcí, adaptivní filtrací nebo pomocí analýzy nezávislých komponent. Vlastní navržená metoda je založena na výpočtu korelačního koeficientu mezi adaptivní šablonou a rušeným signálem. Robustnost metody byla ověřena na uměle vytvořených signálech EKG s různými úrovněmi šumu a následně na reálných signálech z databáze MIT-BIH.

Klíčová slova

Kvalita signálu EKG, EKG signál, šum, SNR, vlnková filtrace, SQI, IHR, LMS, swSQI

Abstract

This master thesis solves the problem of estimating the quality of ECG signals. The main objective of the work is to implement a self-assessment of the quality assessment method based on the studied methods for estimating the quality of the ECG signal. The theoretical part of the thesis contains mainly the description of the electrical activity of the heart, cardiac anatomy, and physiology, electrocardiography, various types of ECG signal interference and methods describing the estimation of ECG signal quality. The practical part deals with the application of individual methods for estimating the quality of ECG signals. The SNR (signal-to-noise ratio) calculation is used to continuously estimate the quality of the ECG. Signal quality can also be judged based on statistical functions, adaptive filtering, or by analyzing independent components. The proposed method is based on the calculation of the correlation coefficient between the adaptive template and the disturbed signal. The robustness of the method was verified on artificially created ECG signals with different noise levels and then on real signals from the MIT-BIH database.

Keywords

Quality of ECG signal, ECG signal, noise, wavelet filtration, SQI, IHR, LMS, swSQI

Bibliografická citace:

ZAVÁZALOVÁ, M. *Odhad kvality signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 78 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Odhad kvality signálů EKG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne **12. května 2018**

.....
podpis autora

Obsah

1	ÚVOD.....	1
2	ANATOMIE A FYZIOLOGIE SRDCE.....	3
2.1	Srdce.....	3
2.2	Akční potenciál pracovního myokardu	4
3	ELEKTROKARDIOGRAFIE	5
3.1	Elektrokardiogram.....	5
3.2	Snímání EKG.....	6
3.3	Bipolární Einthovenovy svody	6
3.4	Unipolární hrudní svody.....	7
3.5	Unipolární končetinové svody.....	8
3.6	Vlastnosti signálu EKG a jeho rušení.....	9
3.7	Rušení EKG signálu	9
3.7.1	Síťový brum.....	9
3.7.2	Kolísání nulové izoelektrické linie.....	10
3.7.3	Myopotenciály	11
3.7.4	Impulsní rušení	12
3.8	Zátěžová funkční vyšetření.....	12
3.9	Holterovské systémy	13
4	METODY POUŽÍVANÉ PRO ODHAD KVALITY SIGNÁLU EKG.....	15
4.1	SNR (Signal to Noise Ratio).....	15
4.1.1	Wienerovská vlnková filtrace	16
	Stanovení hodnot prahů.....	16
	Prahování vlnkových koeficientů	18
4.1.2	Least-Mean Squares (LMS).....	20
4.1.3	Fast ICA.....	21
4.2	Signal Quality Index (SQI).....	25
4.3	Instantaneous Heart Rate (IHR)	27
5	IMPLEMENTACE VYBRANÝCH METOD PRO ODHAD KVALITY SIGNÁLU EKG	29
5.1	Wienerovská vlnková filtrace	31
5.2	Least-Mean Square (LMS).....	36
5.3	Fast ICA	39
5.4	Signal Quality Index.....	40
5.5	Instantaneous Heart Rate (IHR)	44
6	NÁVRH VLASTNÍ METODY PRO ODHAD KVALITY SIGNÁLU	49
7	HODNOCENÍ	59
7.1	Možnosti hodnocení kvality.....	59

7.2	Vizuální porovnání použitých metod.....	62
8	ZÁVĚR.....	63
	Literatura	65
	Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	68

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Převodní systém srdeční [2]	3
Obrázek 2.2: Akční potenciál pracovního myokardu.....	4
Obrázek 3.1: Standardní záznam EKG křivky	6
Obrázek 3.2: Einthovenovy bipolární končetinové svody I, II a III [4].....	7
Obrázek 3.3: Unipolární hrudní svody (V1 – V6), vlevo: způsob vytvoření Wilsonovy svorky, vpravo: rozmístění elektrod hrudních svodů [4].....	8
Obrázek 3.4: Goldbergovy unipolární končetinové svody aVF, aVL a aVR [4]	8
Obrázek 3.5: Ukázka síťového rušení	10
Obrázek 3.6: Ukázka kolísání nulové izoliny.....	11
Obrázek 3.7: Ukázka myopotenciálů a pohybových artefaktů	11
Obrázek 3.8: Ukázka impulsního rušení	12
Obrázek 4.1: Měkké prahování (vpravo), tvrdé prahování (vlevo) [11].....	18
Obrázek 4.2: Prahování garrote [11]	20
Obrázek 4.3: Princip PCA [23]	22
Obrázek 4.4: Princip ICA [23]	23
Obrázek 4.5: Blokové schéma ICA [24]	24
Obrázek 4.6: QRS šablony pro „dobrý“ a „špatný“ EKG signál [14]	26
Obrázek 4.7: Statistické funkce – jejich změna během normálního a zarušeného signálu [15]	28
Obrázek 5.1: Ukázka uměle vytvořeného signálu EKG	29
Obrázek 5.2: Ukázka uměle vytvořeného EMG rušení s různou intenzitou.....	30
Obrázek 5.3: Ukázka signálu EKG s myopotenciálovým rušením	30
Obrázek 5.4: Ukázka reálných signálů použitých k analýze	31
Obrázek 5.5: Blokové schéma wienerovského vlnkového filtru [11].....	31
Obrázek 5.6: Ukázka rozložení signálu do pásem.....	32
Obrázek 5.7: Ukázka vlnkových koeficientů po prahování.....	33
Obrázek 5.8: Nahoře: zarušený signál, uprostřed: vyfiltrováný signál, dole: odfiltrovaná šumová složka původního signálu	34
Obrázek 5.9: Ukázka spojitého průběhu SNR na uměle generovaném signálu.....	34
Obrázek 5.10 : Ukázka rozložení do pásem u reálného signálu.....	35
Obrázek 5.11: Ukázka vlnkových koeficientů po prahování u reálného signálu	35
Obrázek 5.12: Nahoře: zarušený signál, uprostřed: vyfiltrováný signál, dole: odfiltrovaná šumová složka původního signálu	36
Obrázek 5.13: Ukázka spojitého průběhu SNR na reálném signálu	36
Obrázek 5.14: Blokové schéma adaptivní filtrace.....	37
Obrázek 5.15: Vstupní signály z databáze CSE.....	37
Obrázek 5.16: Výsledek adaptivní filtrace	38
Obrázek 5.17: Blokové schéma Fast ICA.....	39

Obrázek 5.18: Blokové schéma výpočtu SQI.....	40
Obrázek 5.19: Ukázka signálu s detekovanými R vlnami	41
Obrázek 5.20: Ukázka SQI pro uměle vytvořený signál s velkým množstvím šumu.....	42
Obrázek 5.21: Ukázka SQI pro málo zarušený uměle vytvořený signál	42
Obrázek 5.22: Detekované QRS komplexy u reálného signálu	43
Obrázek 5.23: Ukázka SQI na reálném signálu	44
Obrázek 5.24: Blokové schéma metody IHR.....	44
Obrázek 5.25: Originální uměle generovaný signál s detekovanými QRS komplexy....	45
Obrázek 5.26: Umělý signál.....	47
Obrázek 5.27: Originální reálný signál s detekovanými QRS komplexy.....	47
Obrázek 5.28: Reálný signál.....	48
Obrázek 6.1: Blokové schéma metody pro odhad kvality signálu.....	49
Obrázek 6.2: Ukázka matice s hodnotami swSQI	51
Obrázek 6.3: Umělý signál 1	53
Obrázek 6.4: Ukázka umělého signálu s hodnotou swSQI 0 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 43 do 51 s), vypočítané swSQI.....	53
Obrázek 6.5: Ukázka umělého signálu s hodnotou swSQI 5 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 213 do 220 s), vypočítané swSQI.....	54
Obrázek 6.6: Ukázka umělého signálu s hodnotou swSQI 10 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 72 do 81 s), vypočítané swSQI.....	54
Obrázek 6.7: Umělý signál 2.....	55
Obrázek 6.8: Reálný signál 104.....	56
Obrázek 6.9: Ukázka reálného signálu s hodnotou swSQI 0 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 38 do 47 s), vypočítané swSQI.....	56
Obrázek 6.10: Ukázka reálného signálu s hodnotou swSQI 5 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 83 do 91 s), vypočítané swSQI.....	57
Obrázek 6.11: Ukázka reálného signálu s hodnotou swSQI 10 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 136 do 140 s), vypočítané swSQI.....	57
Obrázek 6.12: Reálný signál 108.....	58
Obrázek 7.1: Ukázka korelace mezi nastaveným SNR (-6 až 20dB) a swSQI.....	61
Obrázek 7.2: Ukázka korelace mezi nastaveným SNR (-10 až 21 dB) a swSQI	61
Obrázek 7.3: Srovnání metod	62

1 ÚVOD

Elektrokardiografické záznamy mají v současném lékařství jeden z největších významů při diagnostice kardiologických onemocnění. Při diagnostice srdečních onemocnění se posuzuje především délka trvání a tvar jednotlivých úseků elektrokardiografických záznamů (EKG). Ze záznamů lze získat představu o stavu srdce pacienta.

Během elektrokardiografického vyšetření je snímána elektrická aktivita srdce, ze které lze hodnotit srdeční činnost. Hlavním problémem při pořizování záznamů je velké množství šumů, které jsou snímány společně s užitečným signálem (elektrická aktivita srdce). Rušivé signály mohou vznikat mnoha způsoby. Jejich základní dělení je na úzkopásmové (drift nulové izolinie nebo brum) a širokopásmové (myopotenciály). Úzkopásmové rušení lze snadno odstranit lineární filtrací. Naopak odstranění širokopásmového rušení se ukazuje jako velice problematické, jelikož spektrum užitečného signálu a spektrum myopotenciálů se významně překrývají.

V této práci se budeme zabývat především odhadem kvality EKG signálů, které jsou zatíženy rušením vznikajícím při svalové aktivitě kosterního svalstva (myopotenciály).

V teoretické části práce je popsán samotný vznik EKG, popis jednotlivých částí EKG signálu a elektrická aktivita srdce. V jedné z kapitol je popsána samotná elektrokardiografie, princip snímání elektrické aktivity srdce a různé svodové systémy. Tyto informace jsou velmi důležité pro vhodné zpracování nasnímaných elektrokardiografických záznamů. Jsou zde uvedeny také různé druhy šumů a je detailněji popsán jejich vznik. Následně jsou popsány publikované metody pro odhad kvality signálu EKG.

V praktické části práce jsou blíže popsány metody implementovány do programového prostředí Matlab. Tato část práce zahrnuje především vhodné nastavení a testování vybraných metod na uměle vytvořených signálech EKG a následné testování na reálných signálech z volně dostupné databáze MIT-BIH.

Na základě prostudované literatury jsou v páté kapitole popsány programové realizace vybraných metod. Tato práce obsahuje několik odlišných metod pro odhad kvality signálu EKG. Nejčastěji používanou metodou pro spojitý odhad kvality signálu EKG je SNR. Jedná se o poměr mezi užitečným signálem a odhadnutým šumem. Odhad šumu a užitečného signálu je realizován pomocí wienerovské vlnkové filtrace.

Adaptivní filtrování je další způsob, jak lze získat ze zarušeného signálu odhad šumové složky a odhad užitečného signálu. Adaptivní filtrování je realizováno pomocí LMS algoritmu, který je založen na minimalizování střední kvadratické chyby. Po

provedení adaptivního filtrování je možné určit kvalitu signálu EKG na základě výpočtu SNR.

Jednou z náročnějších metod pro odhad kvality signálu je analýza nezávislých komponent. Před samotnou analýzou nezávislých je nutné analyzovaný signál vhodně předzpracovat, což má za následek větší časovou náročnost. Následně lze na signál aplikovat analýzu nezávislých komponent. Jedná se o nalezení komponent, které jsou negaussovské a statisticky nezávislé. Po nalezení těchto komponent je možné kvalitu posoudit na základě SNR.

Další možností, jak lze určit kvalitu signálu, je metoda založená na korelaci průměrné šablony získané z R vln a rušeného signálu. Po vypočítání korelačního koeficientu je vybranému úseku signálu na základě zvoleného prahu přiřazena předem definovaná hodnota.

Mezi výpočetně nenáročné metody patří odhad kvality signálu získaný na základě statistických funkcí. Pro analýzu jsou vybrány čtyři základní statistické funkce, jsou to kvadratický průměr, směrodatná odchylka, šikmost a špičatost. Tyto vybrané statistické funkce jsou aplikovány na signál EKG a vypočítaný signál IHR. Následně jsou grafické výstupy vizuálně zhodnoceny a je odhadnuta kvalita signálu.

V šesté kapitole je popsán návrh vlastní metody swSQL, na základě které lze posuzovat kvalitu signálu. Principem je detekce R vln v analyzovaném signálu, následuje výpočet korelačních koeficientů v plovoucím okně a porovnání korelačních koeficientů s předem nastavenými prahy. Po porovnání s předem definovanými prahy je signálu přiřazena hodnota kvality signálu a signál je zařazen do jedné ze tří kategorií. Robustnost metody je ověřena na uměle generovaných signálech a na reálných záznamech EKG.

V sedmé kapitole je obsaženo statistické hodnocení použitých metod. Metody jsou posuzovány z hlediska rychlosti výpočtu, dostupnosti informace o kvalitě, korelace se zadaným SNR a celkové úspěšnosti klasifikace. V neposlední řadě je zde obsaženo vizuální srovnání výsledků všech metod.

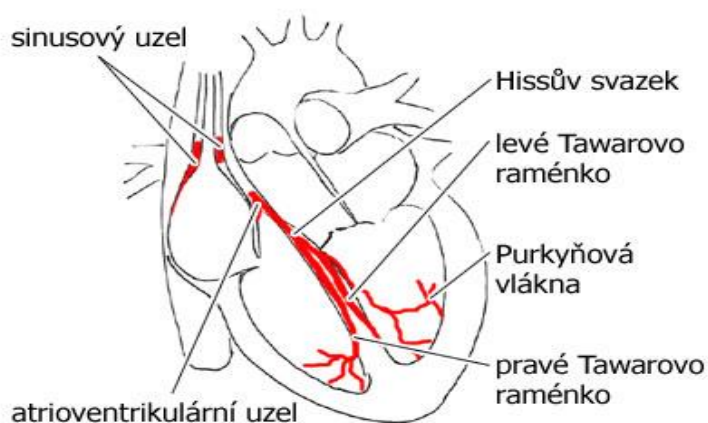
2 ANATOMIE A FYZIOLOGIE SRDCE

2.1 Srdce

Jedná se o velice výkonnou svalovou pumpu oběhové soustavy. Rytmičtými stahy je krev ze srdce vypuzována do velkých tepen. Krev po těle roznáší potřebné živiny a zároveň slouží pro transport krevních plynů. Srdce se skládá celkem ze čtyř dutin, z pravé a levé komory a z pravé a levé síně. Komory a síně jsou od sebe odděleny chlopněmi. Mezi pravou a levou komorou se nachází svalnatá přepážka. Srdce lze dále dělit na pravé a levé srdce. Pravé srdce zajišťuje pumpování krve do plicního oběhu. Zde dochází k okysličení krve. Levé srdce se stará o čerpání okysličené krve do dalších částí těla. [1]

Během srdečního cyklu dochází ke střídání dvou fází, systoly a diastoly. Během diastoly dochází k plnění srdce krví, naopak během systoly je krev ze srdce vypuzena. Srdce je orgán vykonávající mechanickou a elektrickou činnost. Mechanickou aktivitou jsou již zmíněné plnění a vypuzování krve ze srdce. [1]

Neméně důležitou činností je elektrická aktivita. Během této aktivity dochází k tvorbě přenosu elektrického signálu. Elektrickou srdeční aktivitu zajišťuje převodní systém srdeční (Obrázek 2.1). Převodní systém srdeční se skládá z několika částí. Prvotní vzruch vzniká v sinoatriálním uzlu (SA), vzruch je převáděn nejkratší cestou přes předsíně do atrioventrikulárního uzlu (AV). Odtud se dále šíří atrioventrikulárním svazkem (Hissův svazek) přes Tawarova raménka a síť Purkyňových vláken k pracovnímu myokardu komory. Impulsy, které vznikají v SA uzlu s frekvencí 70-80 tepů za minutu udávají tzv. sinusový rytmus. [1]

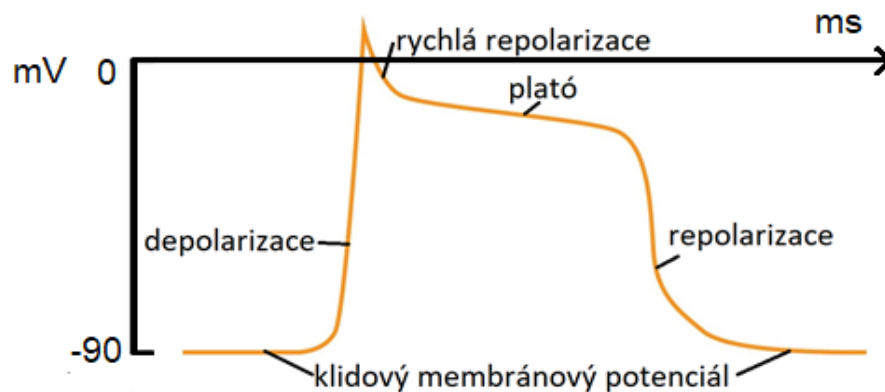


Obrázek 2.1: Převodní systém srdeční [2]

2.2 Akční potenciál pracovního myokardu

Buňky srdeční svaloviny jsou schopné akčního potenciálu (Obrázek 2.2). Při depolarizaci se klidové membránové napětí mění na akční potenciál v okamžiku, kdy je vnější podnět natolik silný, že dojde ke změně membránového potenciálu na prahový potenciál -40 mV. Klidové membránové napětí je přibližně -90 mV, při depolarizaci dosahuje až $+20$ mV. Ke změně dochází během 1-3 ms, jedná se tedy o velice rychlý proces. Během depolarizace dochází k otevření napětově řízených kanálů pro Na^+ v důsledku změny membránového potenciálu. Po proběhnutí depolarizace a rychlé repolarizace následuje fáze plató, které je typická pro srdeční svalovinu. Během této fáze dochází k pomalému poklesu napětí. Tato fáze je způsobena pomalejším otevřením kanálů pro Ca^{2+} . Poté nastává fáze repolarizace, která vede k dosažení klidového membránového potenciálu. Fáze repolarizace může nastat až v případě, že dojde k uzavření vápníkových kanálů. Repolarizace je způsobena únikem K^+ z buňky. Srdce disponuje ochranným mechanismem, který zajišťuje, aby během absolutní refrakterní fáze nedocházelo ani nadprahovým stimulům k vyvolání akčního potenciálu. [2]

Při depolarizaci dochází ke kontrakci komor, což vyvolá prudké vypuzení krve ze srdce. Po depolarizaci následuje fáze repolarizace, při které dochází ke svalovému uvolnění a dalšímu naplnění srdce krví. Celý cyklus je uzavřen a může tak dojít k novému impulzu z SA uzlu. [1]



Obrázek 2.2: Akční potenciál pracovního myokardu

3 ELEKTROKARDIOGRAFIE

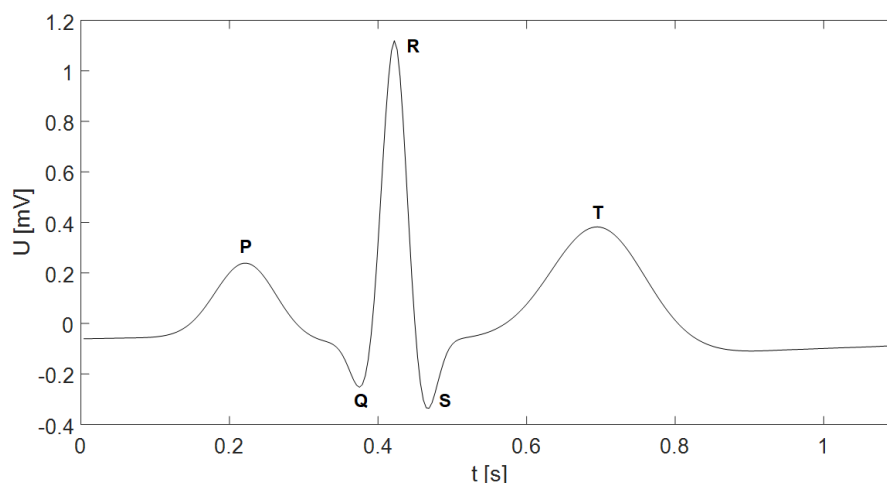
Elektrokardiografie (EKG) je významnou neinvazivní diagnostickou metodou, při které je z povrchu těla snímáno napětí vzniklé elektrickým polem srdce. Tyto elektrické signály lze snímat z povrchu těla, jelikož lidské tělo a jeho tělesné tekutiny jsou vodivé. Elektrické signály jsou snímány elektrokardiografem. Jako první tento přístroj ke snímání signálů z lidského těla použil nizozemský lékař W. Einthoven.

3.1 Elektrokardiogram

Jedná se o grafické vyjádření nasnímané elektrické aktivity srdce. EKG křivka je vlastně součtem velkého množství elektrických projevů v buňkách srdečního převodního systému a jednotlivých buňkách srdce. Výsledná velikost a směr takovýchto sečtených projevů udává tzv. srdeční vektor. [3]

Vlastní křivka EKG je na Obrázku 3.1. Vlna P je interpretována jako vzruchová aktivita SA uzlu a postupující depolarizace svalovinou síní. Izoelektrický PQ úsek odpovídá zpomalení vedení vzruchu v AV uzlu. Úsek má velký význam při zpomalení převodu vzruchu na komory, dochází díky tomu k oddělení systoly komor a systoly síní. Během QRS komplexu dochází k postupné depolarizaci mezikomorové přepážky, hrotu srdce a srdečních bází. Další částí je ST úsek, jedná se o období stabilní aktivity srdce, tzv. fáze plató. ST úsek odpovídá izoelektrické linii. Následná vlna T odpovídá repolarizaci srdečních komor. [3]

Jedním z nejdůležitějších ukazatelů srdeční aktivity je délka trvání jednotlivých úseků. Vlna P má obvyklou dobu trvání 80-100 ms, PQ úsek má také 80-100 ms. Celý PQ interval pak nesmí překročit dobu trvání 200 ms. Komplex QRS trvá přibližně 80-100 ms. QT interval odpovídá době elektrické aktivity komor, která je závislá na srdeční frekvenci. Obvykle trvá 350-400 ms. Trvání jedné srdeční akce je přibližně 830 ms (od začátku vlny P do začátku další vlny P). [3]



Obrázek 3.1: Standardní záznam EKG křivky

3.2 Snímání EKG

Pro snímání elektrických signálů z lidského těla se používají elektrody, které tvoří svodový systém. Standardně se pro snímání EKG používá 12-ti svodový systém. Pro snímání potřebujeme 10 elektrod. Nejčastěji se umísťují na končetiny a hrudník. Končetinové svody jsou odvozené z Einthovenova trojúhelníku. Vrcholy jsou na ramenu a na levé dolní končetině, pravá dolní končetina slouží jako nulový potenciál. [2]

Pokud snímáme rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami, jedná se o bipolární svod. Virtuálně lze vytvořit Wilsonovu svorku. Jedná se o místo s nulovým potenciálem, které vytvoříme spojením elektrod přes dostatečně velký odpor. Jestliže budeme měřit napětí na elektrodě, která je naproti této virtuální svorce, jedná se o unipolární svod. Celkem se k měření elektrických signálů používají tři svodové systémy. [2]

3.3 Bipolární Einthovenovy svody

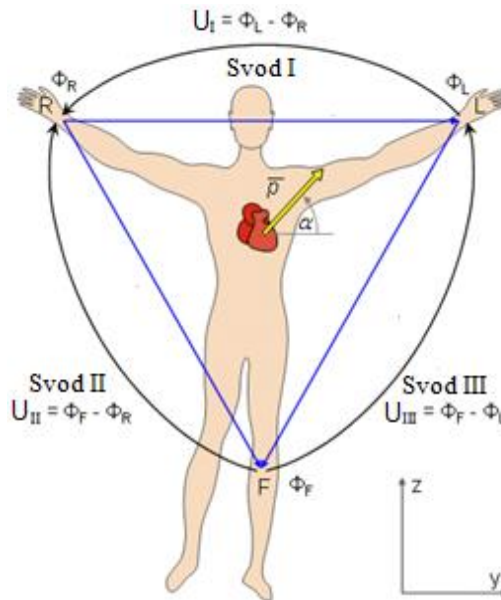
Bipolární končetinové svody (Obrázek 3.2) byly zavedeny Einthovenem v roce 1913, též se nazývají standardní. Značí se římskými číslicemi I, II a III. Končetinový svod I. snímá napětí z pravé a levé ruky. Končetinový svod II. snímá napětí z pravé ruky a levé nohy. Končetinový svod III. snímá napětí z levé ruky a pravé nohy. Kabele pro snímání mají na EKG přístroji stálé barevné označení. Značení je následující: pravá ruka červený kabel, levá ruka žlutý kabel, levá noha zelený kabel a pravá noha černý kabel (případně hnědý). Rozdíly potenciálů jsou měřeny mezi jednotlivými vrcholy Einthovenova trojúhelníka. Pro jednotlivé svody platí následující rovnice [5]:

$$U_I = \Phi_L - \Phi_R \quad (3.1)$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L$$

$$U_I = U_{II} - U_{III}$$



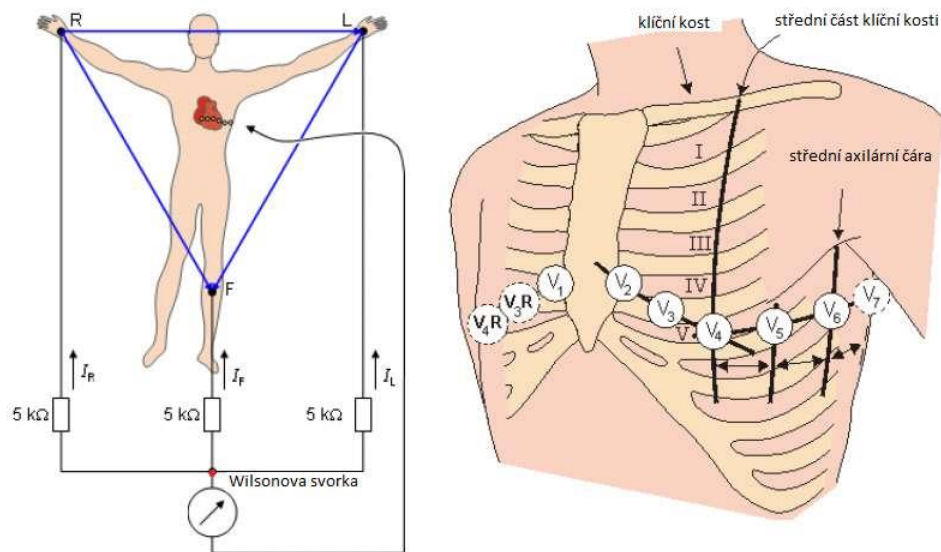
Obrázek 3.2: Einthovenovy bipolární končetinové svody I, II a III [4]

3.4 Unipolární hrudní svody

Hrudní unipolární (Wilsonovy prekordiální svody) se značí jako V1-V6. Svody snímají potenciály z různých částí hrudníku. Hrudní elektrody (Obrázek 3.3) jsou umístěny následovně: V1 = 4. mezižebří vpravo u hrudní kosti, V2 = 4. mezižebří vlevo u hrudní kosti, V3 = na poloviční vzdálenosti mezi V2 a V4, V4 = 5. mezižebří v čáře medioklavikulární (střed klíčku), V5 = 5. mezižebří v přední čáře axilární, V6 = 5. mezižebří ve střední čáře axilární. K zápisu dochází tak, že se měří napětí mezi příslušnou diferentní elektrodou a virtuální Wilsonovou svorkou. [5]

Označíme-li R, L, F potenciály na končetinových elektrodách a W potenciál Wilsonovy svorky, pak platí [5]:

$$W = (R + L + F)/3 \quad (3.2)$$

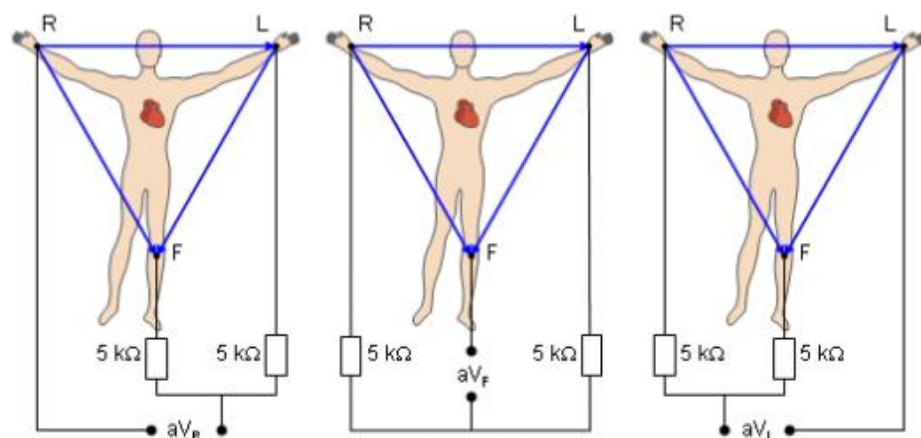


Obrázek 3.3: Unipolární hrudní svody (V1 – V6), vlevo: způsob vytvoření Wilsonovy svorky, vpravo: rozmístění elektrod hrudních svodů [4]

3.5 Unipolární končetinové svody

Jedná se o 3 unipolární končetinové svody, značí se avR , avF a avL (Obrázek 3.4). V Goldbergově modifikaci svodů se zvýšení potenciálů dosahuje tak, že se od ústřední svorky odpojuje elektroda končetiny, u které má být zapsán potenciál, a do modifikované ústřední svorky se nevkládají odpory. Někdy se Goldbergovy svody označují jako zesílené svody. [5]

$$\begin{aligned}
 U_{avR} &= \phi_R - \frac{\phi_L + \phi_F}{2} \\
 U_{avL} &= \phi_L - \frac{\phi_R + \phi_F}{2} \\
 U_{avF} &= \phi_F - \frac{\phi_L + \phi_R}{2}
 \end{aligned}
 \tag{3.3}$$



Obrázek 3.4: Goldbergovy unipolární končetinové svody avF , avL a avR [4]

3.6 Vlastnosti signálu EKG a jeho rušení

Na EKG signál lze ze spektrálního hlediska pohlížet dvěma způsoby. Pokud nás zajímá frekvenční obsah EKG signálu, hovoříme o spojitě spektrální funkci signálu jednoho srdečního cyklu. Vlny P a T dosahují frekvenčního rozsahu maximálně 10 Hz, nejvyšších hodnot frekvenčního rozsahu dosahuje QRS komplex. Nejvyšší hodnoty spektrální funkce se pohybují v hodnotách od 15 do 20 Hz. Komplex QRS může dosahovat hodnot od 35 do 40 Hz, určuje tedy i maximální kmitočtový rozsah signálu EKG. [6]

Jestliže chceme navrhovat filtry pro odstranění rušivých signálů, je důležitá představa o spektru signálu EKG jako celku. EKG signál se opakuje, ale není přesně periodický. V jednotlivých cyklech se mění jejich délka a dochází také ke změně tvaru nasnímaného signálu. Ze spektrálního hlediska je důležité, že spektrum není čárové, ale jednotlivé čáry se rozšiřují do ostatních frekvenčních pásem. Jelikož stejnosměrná složka nenese žádnou důležitou diagnostickou informaci, je nejnižší užitečná složka signálu v úzkém pásmu kolem základního kmitočtu, který se rovná srdeční frekvenci. [6]

3.7 Rušení EKG signálu

V ohledu na šířku frekvenčního pásma dělíme rušivé signály v EKG záznamu na úzkopásmové a širokopásmové. [6]

Úzkopásmové signály jsou tvořeny hlavně síťovým brumem a pomalým kolísáním izolínie. Síťové rušení je důsledkem indukce napětí z elektrických rozvodů. Na území České republiky se jedná o kmitočet 50 Hz. Kolísání izoelektrické linie je zapříčiněno zejména dýcháním pacienta (do 0,5 Hz), případně jeho pomalými pohyby (do 1,5 Hz) a elektrochemickými procesy probíhajícími na rozhraní kůže a elektroda (do 0,8 Hz). [6]

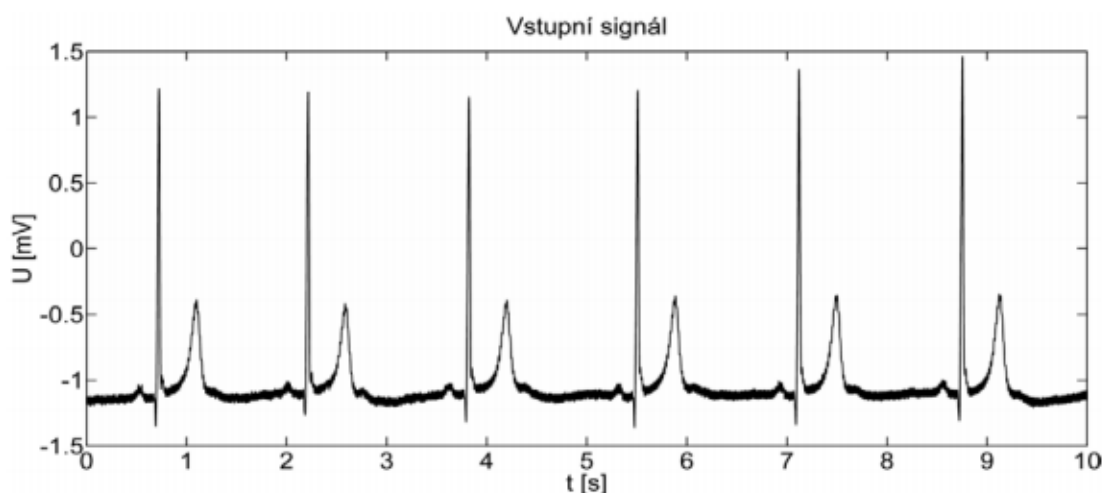
Širokopásmové signály se objevují nejčastěji při zátěžových testech, jedná se především o myopotenciály. Toto rušení vzniká při aktivním pohybu svalů pacienta, frekvenční pásmo zasahuje přibližně od 20 Hz do desítek kHz. Dalším typem širokopásmového rušení může být za specifických podmínek i impulsní rušení. U všech typů širokopásmového rušení dochází k frekvenčnímu překrývání se spektrem EKG signálu. Tento fakt musíme brát v úvahu při snaze o jejich filtraci. [6]

3.7.1 Síťový brum

Nejčastějším typem rušivého signálu, který ovlivňuje užitečný EKG signál, je síťový brum (Obrázek 3.5). Je to signál, který je indukován z elektrické rozvodné sítě. Frekvence tohoto rušivého signálu se pohybuje kolem 50 Hz. Za určitých podmínek lze toto síťové rušení omezit úpravou vnějších podmínek při snímání krátkodobých záznamů EKG. Je skoro nemožné tomuto druhu síťového rušení dokonale zamezit. Při konstrukci přístrojů pro měření elektrické aktivity srdce je důležité počítat s tímto rušivým signálem a pokusit se ho co nejefektivněji filtrovat. Nejvíce je rušení patrné okolo QRS komplexu

během dlouhodobých záznamů. Při dlouhodobých záznamech je důležité provádět filtraci EKG signálu v reálném čase. [7]

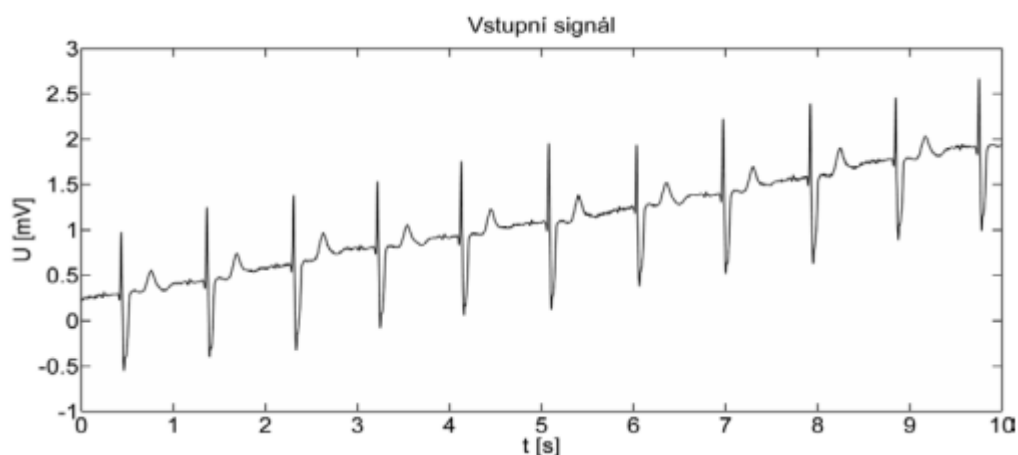
Na odstranění tohoto druhu aditivního šumu je vhodné použít dostatečně úzkopásmový filtr, jelikož 50 Hz se nachází v pásmu užitečného signálu. Je důležité, aby byl filtr časově stabilní a nezaváděl fázové zkreslení. Musí být dodržen vzorkovací kmitočet, což je násobek 50 Hz, nejčastěji se používá 250 nebo 500 Hz. Brum je odstraňován pásmovou zádrží (FIR filtrem), která má definované mezní pásmové frekvence. Pro mezní pásmové frekvence jsou uváděny hodnoty 49,5 až 50,5 Hz. [7]



Obrázek 3.5: Ukázka síťového rušení

3.7.2 Kolísání nulové izoelektrické linie

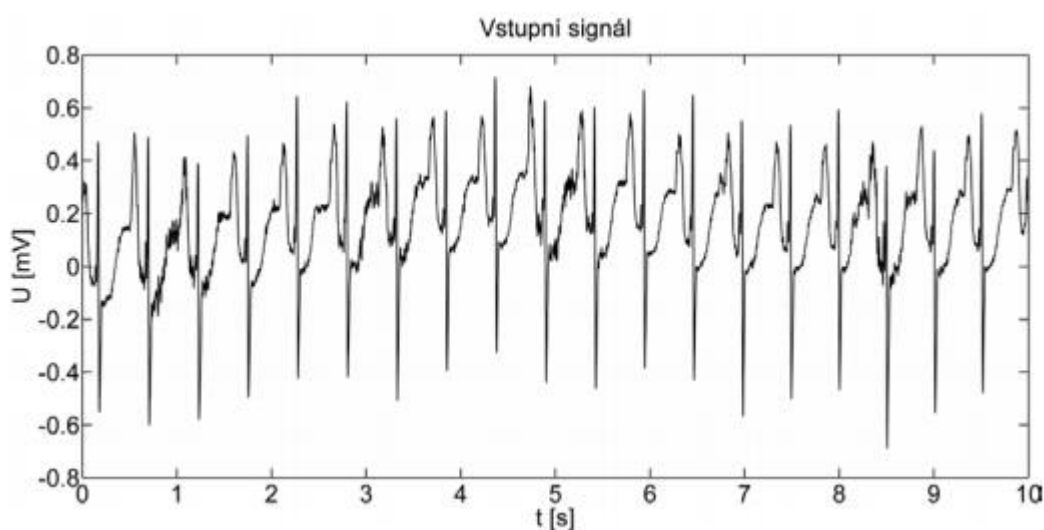
Tento druh rušení je řazen mezi nízkofrekvenční rušení, někdy je označován také jako drift nulové izolinie (Obrázek 3.6). Jeho spektrum dosahuje přibližně 0-2 Hz. Tento neužitečný signál se projevuje chybným umístěním nulové izoelektrické linie signálu, má kolísavou tendenci. Zarušení je způsobeno elektrochemickými ději probíhajícími na přechodu mezi elektrodou a kůží pacienta. Dále se může vyskytovat v závislosti na dýchání pacienta na frekvencích do 0,8 Hz. Kolísání izolinie není možné předejít, je ovšem snadné ho pomocí filtrace odstranit. Pro odstranění driftu nulové izolinie se používá filtr typu horní propust. [8]



Obrázek 3.6: Ukázka kolísání nulové izolinie

3.7.3 Myopotenciály

Myopotenciály (Obrázek 3.7) jsou v podstatě artefakty, které způsobuje pacient svými pohyby. Artefakty vznikají jednak pohybem končetin, ale také samotným dýcháním pacienta. Pohyb končetin se v záznamu projeví jako časově ohraničený šum, jehož intenzita závisí na velikosti vykonaného pohybu. Tento typ artefaktů se nejčastěji objevuje při snímání EKG u malých dětí nebo během zátěžových testů EKG. Nejsnazším způsobem, jak těmto jevům předejít, je zabránit pacientovi v pohybu. Při zátěžových testech se dá omezit vhodným výběrem zátěžového pohybu a výběrem správných elektrod. U zátěžových testů se šum vyskytuje v oblasti vyšší než 10 Hz, u klidového snímání se artefakty objevují v oblasti vyšší než 100 Hz. Vlivem pravidelného dýchání pacienta se objevuje také nízkofrekvenční šum do 0,5 Hz. Odstranění tohoto typu šumu je velice náročné, většinou dochází k nenávratnému poškození užitečného signálu v zarušené oblasti. [9]



Obrázek 3.7: Ukázka myopotenciálů a pohybových artefaktů

3.7.4 Impulsní rušení

Jedná se o další typ širokopásmového rušení. Charakteristickým znakem jsou skokové změny amplitudy, často dosahují až limitních krajních hodnot. Impulsní šum (Obrázek 3.8) má několik příčin vzniku: elektrostatický výboj, atmosférický výboj, spínané napájecí zdroje v blízkosti měřící techniky, kolektory elektrických motorů. U spínaných napájecích zdrojů dochází při sepnutí přístroje k rychlé změně proudu, což má za následek vznik impulsu indukovaného napětí na zátěži. Následně dochází k indukci proudu na kabelech EKG, tímto je poté užitečný signál EKG zkreslen. Tento druh napájecích zdrojů se využívá především pro napájení počítačů a další spotřební elektroniky. Jelikož tento typ rušení není možné dobře odstranit filtrem, je nutné snímat více srdečních cyklů. Pokud není cyklů dostatečné množství, musí se měření opakovat. [10]



Obrázek 3.8: Ukázka impulsního rušení

3.8 Zátěžová funkční vyšetření

Zátěžová funkční vyšetření jsou definované pracovní postupy, během kterých jsou pomocí lékařské přístrojové techniky získávány jedno, dvou nebo několika rozměrné biosignály. Tyto biosignály charakterizují funkční stav celého organismu nebo jednotlivých orgánů. Výsledkem vyšetření je vyhodnocení nasnímaných dat formou protokolu.[6]

Během posledních několika let se zátěžová funkční vyšetření stávají podstatnou součástí diagnostických vyšetření. Tento způsob vyšetření slouží nejenom ke zpřesnění diagnózy, ale zároveň také k posouzení závažnosti některých onemocnění. [6]

Základním principem zátěžového vyšetření je hodnotit a sledovat reakce lidského organismu, pokud je navozena přesně definovaná zátěž. Zátěžové testy probíhají ve většině případů v laboratořích, případně v ambulancích, které jsou pro tento druh testů vhodně uzpůsobené s odpovídajícím přístrojovým vybavením. Nedílnou součástí zátěžového vyšetření je přítomnost lékaře během vyšetření. Existují však i vyšetření, při kterých není přítomnost lékaře nutná. Tuto výjimku tvoří 24hodinové nebo

vícehodinového záznamy biosignálů, které jsou snímány z volně se pohybujících osob. Jsou získány záznamy životních funkcí a záznamy funkčních testů (holterovské systémy). [6]

Zátěžový test je ukončen, pokud se objeví příznaky svědčící o intoleranci zátěže nebo objeví-li se u testované osoby jakékoliv obtíže. Mezi příznaky, které indikují ukončení testu, je zařazeno následující: zvýšená tepová frekvence, vzestup (pokles) tlaku krve, dušnost, výskyt bolesti na hrudi, nedostatečné prokrvení mozku, změny na EKG, snížení výkonnosti a svalová únava.[6]

Zátěž organismu lze navodit několika způsoby. U zátěžových testů je snaha vytvořit podobné podmínky jako v běžné denní činnosti. Lze aplikovat různé formy zátěže, například elektrickou, farmakologickou, mechanickou, dynamickou pozitivní, statickou udržovací nebo formou hypoxie. [6]

Kromě pozorovaných biosignálů jsou v průběhu zátěžového testu sledovány také informace o základních funkcích organismu (svalových, oběhových, biochemických a spotřebě energie). Jsou sledovány následující informace: stav osoby, signál EKG, tepová frekvence, tlak krve, dechová frekvence, fyzický výkon, psychický stav a reakce osoby. [6]

Ke snímání biosignálů během zátěžových testů jsou používány elektrody, sondy nebo snímače vhodné pro snímání pohybujících se osob. Snímače jsou umístěny na místa, kde je minimální svalová aktivita. Doba jednoho vyšetření se obvykle pohybuje v rozmezí od 30 do 60 minut. [6]

3.9 Holterovské systémy

Jedná se o dlouhodobý záznam signálu EKG. Holterovské monitorování obvykle probíhá po dobu 24 hodin, doba snímání může být i delší. Záznam je nahráván při obvyklé denní činnosti, v klidu a také ve spánku. Systém je uzpůsoben ke snímání, zaznamenání a ke zpracování nasnímaných dat. Sledované osobě je systém aplikován v lékařské ambulanci. [6]

Holterovské systémy zaznamenávají 1, 2 nebo 3 kanály svodů signálu EKG. Systémy lze rozdělit na dva druhy, s výběrovým záznamem nebo kontinuální. Systémy s výběrovým záznamem ovládá přímo testovaná osoba a zaznamenává pouze symptomatické epizody srdce. Kontinuální záznam snímá všechny části signálu EKG. [6]

Nasnímaný záznam lze vyhodnocovat dvěma způsoby, analýzou v reálném čase nebo retrospektivní analýzou. Při analýze v reálném čase jsou data ihned analyzována a výsledky analýzy jsou poté ukládány na příslušné úložiště. Během retrospektivní analýzy je celý 24hodinový záznam několikrát zrychlen a analyzován. Po provedení

analýzy je ze zjištěných dat vytvořen výstupní protokol. U tohoto druhu analýzy je nutná spolupráce s testovanou osobou. Pro správnou interpretaci výsledků je potřeba znát přesně definované parametry signálu EKG. [6]

Výstupní protokol holterovského systému ve většině případů obsahuje následující informace: identifikaci pacienta, přehled hodnocených parametrů signálu EKG, grafický záznam trendu tepové frekvence, grafický záznam trendu komorových ektopií, grafický záznam trendu supraventrikulárních ektopií, výpis maximálních změn úseku S-T, počtu epizod, zpráva o výskytu epizod, zhodnocení diagnostické kvality záznamu EKG, úplný výpis záznamu 1 nebo 2 kanálů signálu EKG. [6]

4 METODY POUŽÍVANÉ PRO ODHAD KVALITY SIGNÁLU EKG

V této kapitole budou představeny vybrané metody vhodné k odhadu kvality signálu. Z odborných článků bylo vybráno několik nejčastěji používaných metod.

Během záznamu EKG signálu velmi často současně dochází také k záznamu rušení. Toto rušení způsobuje zkreslení signálu. Dále se v signálu EKG objevují různé artefakty. Odhad kvality signálů EKG je vhodný pro odhalení špatně umístěných elektrod na těle pacienta, k analýze dlouhodobých záznamů nebo pro potlačení falešných alarmů.

V odborných publikacích lze najít značné množství článků a dokumentů, které se zabývají odhadem kvality signálů EKG. Odhad kvality signálů EKG se provádí různými metodami. Mezi nejčastěji používané patří výpočet SNR, při kterém se porovnává výkon užitečného signálu a výkon šumu. Pro výpočet SNR je nutné zarušený signál vhodně rozdělit na užitečný signál a šumovou složku. K tomuto účelu se používají metody wienerovské vlnkové filtrace, během které dochází k rozdělení signálu do pásem a k následné filtraci v každém pásmu. Dále se používá například metoda založená na adaptivním filtrování zarušeného signálu. Další metoda zahrnuje analýzu nezávislých komponent. Jedna z metod využívá k určení kvality signálu aplikaci statistických funkcí na signál tepové frekvence a signál EKG. Existuje také metoda, která kvalitu signálu určuje v závislosti na korelačním koeficientu mezi signály.

4.1 SNR (Signal to Noise Ratio)

SNR je poměr výkonu užitečného signálu k výkonu šumu. SNR lze považovat za vhodný ukazatel při hodnocení kvality signálu. Jedná se o metodu, která poskytuje spojitý odhad kvality signálu. Lze jím také kvantitativně posuzovat účinnost filtrace, avšak je nutné znát intenzitu rušení před a po filtraci signálu. Hodnotu SNR_{vst} je možné vypočítat z následujícího vzorce:

$$SNR_{vst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - \bar{s}]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} w(n)^2} [dB], \quad (4.1)$$

kde $s(n)$ je užitečný signál, \bar{s} je střední hodnota signálu $s(n)$, $w(n)$ je šum a N je počet vzorků signálu.

Pokud chceme vyhodnotit účinnost filtrace, je důležité znát hodnotu SNR výstupního signálu. Vzorec pro výpočet $SNR_{výst}$ je následující:

$$SNR_{výst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - \bar{s}]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (y(n) - s(n))^2} [dB], \quad (4.2)$$

kde $y(n)$ značí výstup filtru, ostatní výrazy zůstávají stejné. Výsledek je obvykle vyjadřován v decibelech (dB).

Za možnou nevýhodou tohoto způsobu odhadu kvality signálu může být považováno vyjádření kvality výstupního signálu jediným číslem. Při výpočtu SNR jsou všem vzorkům v signálu přiřazeny stejné váhy, proto není zaručeno, že při vysoké hodnotě SNR není diagnosticky významná část signálu EKG poškozena (vrcholy a hranice vln a komplexů). [11][12]

Před samotným výpočtem SNR (poměru výkonu užitečného signálu k výkonu šumu) je nutné vstupní signál nejprve předzpracovat. V této práci byly vybrány tři metody vhodné pro předzpracování vstupního signálu. První metodou je wienerovská vlnková filtrace, která vstupní signál rozdělí do předem stanoveného počtu pásem. Poté dochází v každém pásmu k filtraci signálu. Druhou metodou vhodnou k předzpracování signálu je Least-Mean Square. Jedná se o druh adaptivního filtrování. Hlavní podstatou této metody je snížit střední kvadratickou chybu (MSE) mezi referenčním signálem a zarušeným vstupním signálem. Poslední metodou, která je vhodná k oddělení užitečné složky a šumové složky, je Fast ICA. Během této metody jsou složky odděleny na základě analýzy nezávislých komponent a porovnáním vypočítaných hodnot špičatosti s nastaveným prahem.

4.1.1 Wienerovská vlnková filtrace

Vlnková transformace je vhodným nástrojem pro rozdělení vstupního signálu na několik pásem. V každém pásmu se s jinou vahou projevuje užitečný signál a šum. Tento typ transformace umožňuje oddělení užitečné složky a šumu bez většího poškození signálu. [11]

Wienerovská vlnková filtrace slouží k potlačení šumu $w(n)$, jehož spektrum se velkou měrou překrývá se spektrem užitečného signálu $s(n)$. Základním předpokladem pro použití tohoto druhu filtru je, že užitečný signál i šum musí být aditivní směsí nekorelovaných složek. Wienerovská filtrace může být provedena metodou pilotního odhadu, která bude podrobně popsána v kapitole 5.1. Pro provedení metody pilotního odhadu je nutná znalost stanovení hodnot prahů a prahování. [13]

Stanovení hodnot prahů

Hodnota prahu, která slouží k úpravě vlnkových koeficientů, je vždy vypočítána pro každé jednotlivé pásmo m a měla by brát ohled na úroveň rušení (směrodatnou

odchylku σ). V případě, že bude práh nastaven na vysokou hodnotu, může dojít k poškození užitečného signálu. Pokud by nastala situace, že hodnota prahu bude příliš nízká, může se ve výstupním signálu objevovat šum. Prahové hodnoty lze vypočítat několika odlišnými způsoby. [11]

Odhad směrodatné odchylky šumu

Pro výpočet hodnot prahů je podstatné znát odhad směrodatné odchylky. Ten lze vypočítat podle vztahu (4.3).

$$\sigma_{vm} = \frac{\text{median}(|y_m(n) - \text{median}(y_m)|)}{0,6745} \quad (4.3)$$

Tento výpočet lze považovat za robustní odhad směrodatné odchylky šumu. Jsou zde použity mediány absolutních odchylek, což je značnou výhodou během výpočtu. Výpočet odhadu směrodatné odchylky není poté závislý na přítomnosti užitečného signálu. Pokud se střední hodnota odhadu směrodatné odchylky šumu blíží nule, lze použít zjednodušený vzorec (4.4). [11]

$$\sigma_{vm} = \frac{\text{median}(|y_m|)}{0,6745} \quad (4.4)$$

Empirický práh

Empirický práh je nejjednodušší možností pro výpočet prahové hodnoty. Vynásobení směrodatné odchylky šumu empirickou konstantou K . Prahové hodnoty je vhodné vypočítat pro každé pásmo zvlášť. [13]

$$\lambda_m = K_m \sigma_{vm} \quad (4.5)$$

Univerzální práh

Univerzální práh byl původně odvozen pro dyadickou DTWT s decimací (stejný pro všechna pásma rozkladu). Při praktickém použití je často používán univerzální práh pro každé jednotlivé m -té pásmo.

$$\lambda_m = \sigma_{vm} \sqrt{2 \ln(N_m)} \quad (4.6)$$

Často je univerzální práh považován za příliš vysoký, jelikož během jeho odvození se sledovalo vyhlazení signálu více než dosažení minimální střední kvadratické odchylky filtrovaného signálu od užitečného signálu. [13]

Prahování vlnkových koeficientů

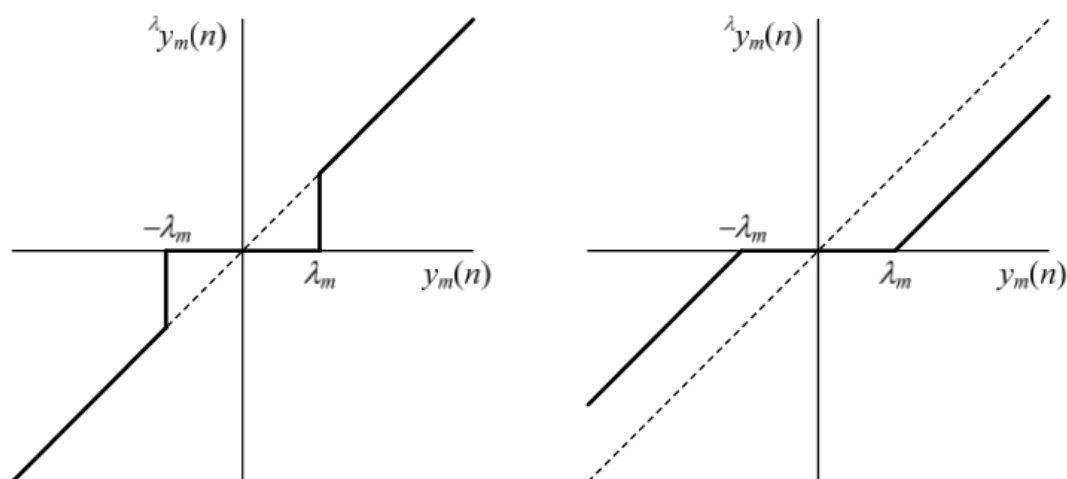
Jestliže máme vypočítanou hodnotu prahu, lze přikročit k vlastnímu prahování vlnkových koeficientů. Metod pro prahování koeficientů existuje hned několik. Všechny metody mají společný znak, kterým je nastavení podprahových koeficientů na nulu. Odlišnosti v jednotlivých metodách spočívají pouze v tom, jak se pracuje s vlnkovými koeficienty, které převyšují zadaný práh. Koeficienty podrobené prahování značíme $\hat{\lambda}_{y_m(n)}$, prahová hodnota je označena λ_m . [13] V této práci byly použity tři různé způsoby prahování, které jsou popsány níže.

Měkké prahování

Společně s tvrdým prahováním patří měkké prahování k nejčastěji používaným a základním metodám. Podprahové koeficienty jsou vynulovány. Koeficienty s absolutní hodnotou vyšší než je vypočítaný práh, jsou posunuty směrem k nule o velikost prahu. Tento postup lze vyjádřit rovnicí jako

$$\hat{\lambda}_{y_m(n)} = \begin{cases} \operatorname{sgn}(y_m(n))(|y_m(n)| - \lambda_m) & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases} \quad (4.7)$$

Vztah mezi vstupními a výstupními koeficienty při použití měkkého prahování je graficky vyjádřen na Obrázku 4.1 vpravo. [13]



Obrázek 4.1: Měkké prahování (vpravo), tvrdé prahování (vlevo) [11]

Tento druh prahování potlačuje nadprahové koeficienty reprezentující užitečný signál, což je nežádoucí. Podobně potlačuje koeficienty, které reprezentují šum. V tomto případě se jedná o příznivý jev. [11]

Tvrdé prahování

Koeficientům, u nichž je jejich absolutní hodnota menší nebo rovna zadanému prahu, je přiřazena nulová hodnota. Vlnkové koeficienty, jejichž absolutní hodnoty jsou větší než prah, jsou nezměněny. Tento postup lze vyjádřit rovnicí jako

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} y_m(n) & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases} \quad (4.8)$$

Vztah mezi vstupními a výstupními koeficienty při použití tvrdého prahování je graficky vyjádřen na Obrázku 4.1 vlevo. [13]

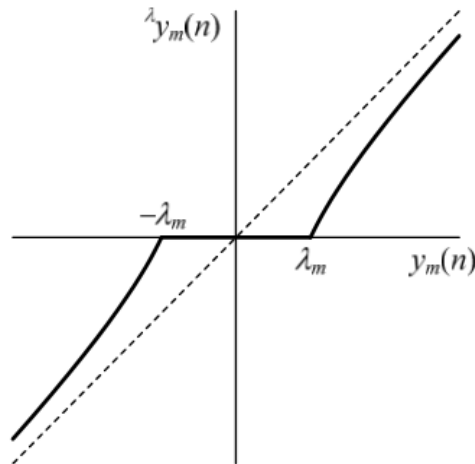
Výhodou tvrdého prahování oproti měkkému je, že neovlivňuje výrazné nadprahové vlnkové koeficienty, avšak žádným způsobem neupravuje ani šumové koeficienty. [13]

Prahování garrote

Jedná se o druh prahování, který se snaží kombinovat výhody obou již zmíněných metod. Koeficientům s absolutní hodnotou menší nebo rovnou prahu je jako u předchozích metod přiřazena nula. Prahování koeficientů je zde provedeno tak, že koeficienty mírně nadprahové jsou potlačeny více než koeficienty zřetelně větší než prahová hodnota. Většího potlačení je dosaženo pomocí druhé mocniny prahu λ_m . Tento postup lze vyjádřit rovnicí jako:

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} y_m(n) - \frac{\lambda_m^2}{y_m(n)} & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases} \quad (4.9)$$

Vztah mezi vstupními a výstupními koeficienty při použití prahování garrote je graficky vyjádřen na Obrázku 4.2. [11]



Obrázek 4.2: Prahování garrote [11]

4.1.2 Least-Mean Squares (LMS)

Jedná se o druh adaptivního filtrování. Adaptivní filtry jsou používány především ke snížení množství šumu ve filtrovaném signálu. V podstatě jde o minimalizování MSE (means quart error – střední kvadratická chyba) mezi zarušeným signálem a referenčním vstupem. V adaptivních filtrech se často využívají algoritmy založené na principu výpočtu nejmenších středních čtverců (LMS). Zjišťují se koeficienty filtru a vypočítávají se nejmenší střední čtverce chybového signálu. Mezi hlavní znaky LMS algoritmu patří jednoduchost a robustnost. Jde o výpočetně jednoduchou a málo časově náročnou metodu. Metoda nevyžaduje výpočet inverzní matice ani korelační funkce. [19]

LMS algoritmus je iterační technika, které slouží pro minimalizaci MSE mezi primárním a referenčním vstupem. Obvykle je použita příčná filtrační struktura a koeficienty nebo váhy filtru jsou získány pomocí LMS algoritmu. LMS algoritmus lze popsat následovně [20]:

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu\epsilon_k X_k, \quad (4.10)$$

kde $W_k = (w1_k w2_k \cdots wj_k \cdots wn_k)^T$ je soubor vah transversálního filtru v čase k , $X_k = (x1_k x2_k \cdots xj_k \cdots xn_k)^T$ je vstupní vektor v čase k ze vzorků referenčního signálu, d_k je vstupní signál EKG, který má být filtrovaný, y_k je výstup filtru, který je nejlepším odhadem nejmenších čtverců z d_k . [19][20] Výstupní signál adaptivního filtru lze zapsat pomocí rovnice jako [20]:

$$y_k = \sum_{i=0}^{N-1} w_i(k)x(k-i). \quad (4.11)$$

Jedná se o filtr N -tého řádu, proto rozsah indexace je od 0 do $N-1$. Cílem celého procesu adaptace vah je postupné snižování hodnoty účelové funkce ϵ_k až na její

minimum. Hodnota ϵ_k je závislá pouze na hodnotách chybové funkce, tedy na rozdílu mezi žádanou a skutečnou hodnotou. Účelová funkce ϵ_k je definována jako [21]:

$$\epsilon_k = E(d_k - y_k)^2. \quad (4.12)$$

Parametr μ je označován jako velikost kroku LMS algoritmu. Jedná se o malou kladnou konstantu, která ovlivňuje vlastnosti adaptace algoritmu (stabilitu filtru, rychlost konvergence apod.). Čím větší je jeho hodnota, tím rychleji dochází ke konvergenci. Časová konstanta konvergence je $1/(4\mu\alpha)$, kde α je největší hodnota autokorelační matice referenčního signálu. Tento parametr nesmí být příliš vysoký, jinak způsobuje nepravnosti nebo nestabilitu. Pro zajištění stability platí, že $1/\alpha > \mu > 0$. [20][21]

Postup:

Každá iterace (opakování) LMS algoritmu vyžaduje 3 odlišné kroky v tomto pořadí:

- a) Výstup z filtru $y(n)$ je vypočten pomocí rovnice (4.11).
- b) Hodnota odhadované chyby je vypočtena pomocí rovnice (4.12).
- c) Váhy vektoru filtru jsou aktualizovány podle rovnice (4.10).

Po provedení všech kroků lze posoudit kvalitu filtračního procesu pomocí SNR. [21]

4.1.3 Fast ICA

Metoda Fast ICA (Fast Independent Component Analysis) se skládá ze dvou hlavních bloků, PCA (Principal Component Analysis – analýza hlavních komponent) a ICA (Independent Component Analysis – analýza nezávislých komponent).

Analýza hlavních komponent (PCA) je vícerozměrná statistická metoda. Hlavním cílem metody je snížení dimenze dat, slouží ke zjištění struktury závislosti mezi proměnnými a ke zjednodušení původního systému proměnných. Tato metoda se používá jako předzpracování před analýzou pomocí metody ICA. Analýza hlavních komponent vyhledává skryté proměnné, které jsou označovány jako hlavní komponenty. Reprodukují celkovou korelační nebo kovarianční matici analyzovaných proměnných a také vysvětlují maximum celkového rozptylu analyzovaných proměnných. V případě hlavních komponentů se jedná o lineární kombinaci analyzovaných proměnných, které jsou vzájemně nekorelované. Výsledek PCA analýzy, který dále vstupuje do ICA, je takový, že jsou nalezeny hlavní komponenty, které vysvětlují velkou část variability v datech. Výstupní hlavní komponenty jsou uspořádány podle jejich klesajícího rozptylu. Počet

důležitých hlavních komponent je menší, než je celkový počet analyzovaných proměnných. Významné hlavní komponenty jsou vstupem do ICA analýzy. [22]

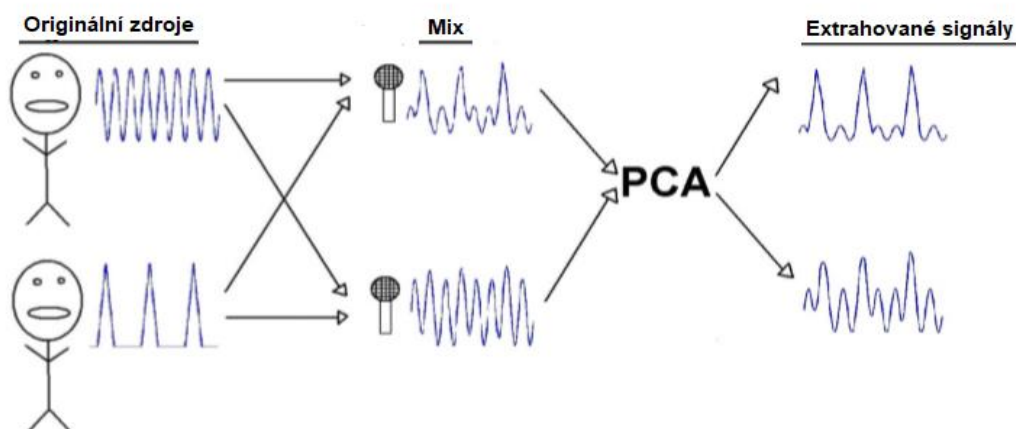
Hledání hlavních komponent je postupným procesem. Nejprve se vytvoří první hlavní komponenta, která má nejvyšší variabilitu mezi objekty, tudíž vysvětluje největší část rozptylu původních dat. Následně je nalezena druhá hlavní komponenta, která je nezávislá na první hlavní komponentě a vysvětluje největší část zbytkového rozptylu. Stejným způsobem jsou nalezeny další komponenty. Hlavní komponenty jsou nekorelované. [22]

Během PCA jsou stanoveny vlastní hodnoty (D) (eigenvalues) a vlastní vektory (E) (eigenvectors) korelační nebo kovarianční matice $E (XX')$ analyzovaných proměnných. Prvky vlastních vektorů tvoří váhy původních proměnných, které určují pozici objektů vůči novému systému tvořenému hlavními komponentami. [22]

Vlastní hodnoty reprezentují rozptyl odpovídající hlavním komponentám. Každá komponenta má svou vlastní hodnotu. Kolik máme proměnných, tolik máme vlastních hodnot. První komponentě odpovídá největší vlastní hodnota a k ní náležitý vlastní vektor. Tomu odpovídá největší podíl variability v datech. [22]

PCA se řídí následujícími pravidly.

- Vlastní komponenty jsou seříděny podle vlastních hodnot. Značná část rozptylu původní matice může být obsažena pouze v několika prvcích hlavních komponent.
- Ze symetrie korelační (kovarianční) matice je odvozena nezávislost hlavních komponent.
- Vlastní hodnoty reprezentují množství rozptylu, který je vysvětlený danou komponentou.
- Vlastní vektory jsou hlavními komponentami. [22]



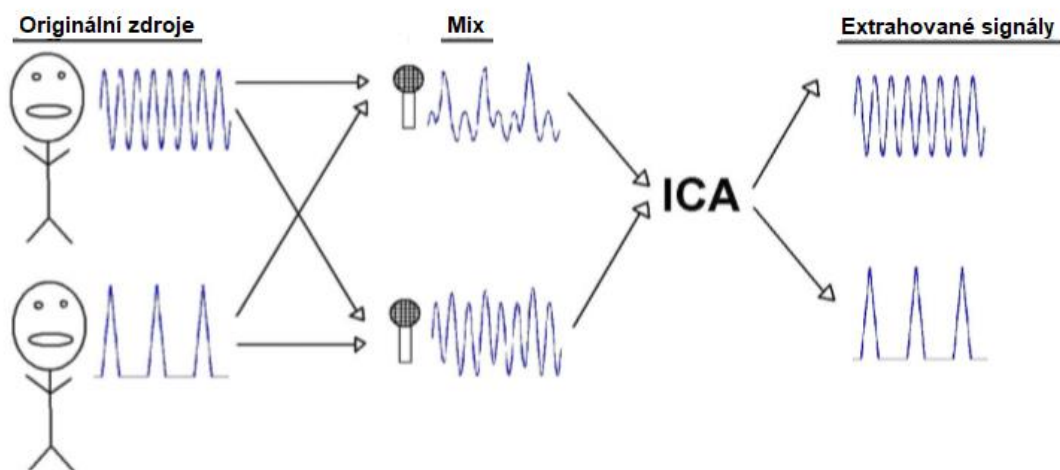
Obrázek 4.3: Princip PCA [23]

Analýza nezávislých komponent (ICA) je metoda, která je schopná oddělit komponenty, které jsou zdrojem signálu. Metoda ICA dělí komponenty díky statistické nezávislosti, kdežto PCA funguje na základě normality rozložení dat a nekorelace. Výstupem ICA jsou rozdělené statisticky nezávislé prvky. Takto rozdělené prvky vstupují do dalšího kroku, kterým je blok Kurtosis threshold. Tento blok je schopen určit, zda je nezávislým prvkem užitečný signál nebo šum.

ICA je statistická metoda sloužící ke zjišťování základních faktorů nebo složek z multivariálních dat s neznámým míšícím koeficientem. Multivariální data jsou lineární nebo nelineární směsí některé neznámé proměnné. ICA odděluje lineárně smíšené zdroje, tj. dává lineární směs statistických nezávislých zdrojů. ICA obnoví tyto nezávislé zdroje tím, že vytvoří směšovací matici. Tato metoda je odlišná od ostatních existujících metod, neboť hledá komponenty, které jsou negaussovské a statisticky nezávislé, vyjádřené jako $X = A \cdot S$. [25]

ICA obnoví S a A z X , kde X je známý smíšený signál. Předpokládá se, že A je neznámá čtvercová směšovací matice a S je zdrojová matice obsahující nezávislé signály. ICA musí splňovat dvě základní podmínky:

- Pozorované signály jsou směsí nezávislých zdrojových signálů
- Nezávislé signály jsou statisticky nezávislé a negaussovské, což znamená, že funkce společné hustoty pravděpodobnosti je výsledkem jejich funkce hustoty pravděpodobnosti. [25]



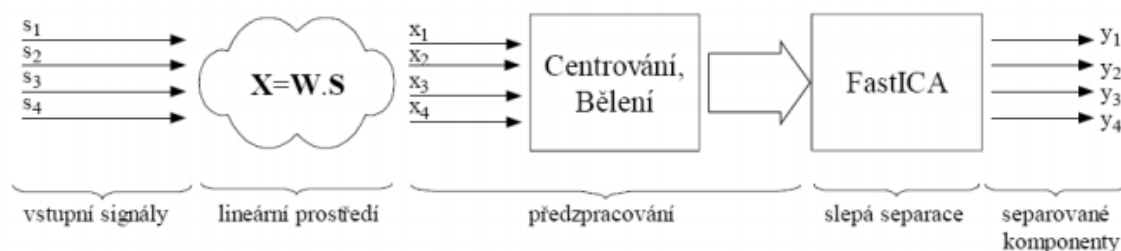
Obrázek 4.4: Princip ICA [23]

Před použitím samotného ICA algoritmu je nutné analyzovaný signál vhodně předzpracovat. V následujícím textu bude popsáno, jak lze vstupní signál předzpracovat před odhadnutím nezávislých komponent za pomoci ICA algoritmu.

Základním krokem při zpracování vstupního signálu je centrování. Tento postup je podobný jako u PCA. Od původního signálu x se odečte jeho střední hodnota \bar{x} . Odečtením střední hodnoty vznikne matice normalizovaných dat. Tento krok se provádí především pro zjednodušení algoritmu ICA. [24]

Dále je nutné snížit množství dat, která vstupují do ICA. Pro redukci dimenzionality dat se použije metoda analýzy hlavních komponent (PCA). PCA dělí data na komponenty podle vlastních čísel. Vlastní čísla komponent ukazují, s jakou měrou jednotlivé komponenty vysvětlují variabilitu dat. Redukce probíhá tak, že data, u nichž jsou vlastní hodnoty příliš malé, jsou vyřazena. [24]

Dalším krokem předzpracování vstupního signálu je bělení. Bělení znamená, že původní matice X se lineárně transformuje. Je získána nová vybělená matice \tilde{X} . Vektory takovéto matice jsou nekorelované, zároveň mají její proměnné jednotkový rozptyl. To znamená, že kovarianční matice vypočítaná z matice \tilde{X} se rovná jednotkové matici. Pro bělení se využívá rozkladu na vlastní hodnoty, což je v podstatě aplikace již zmíněné metody PCA. Postup zpracování signálu metodou ICA lze vidět na Obrázku 4.5. [24]



Obrázek 4.5: Blokové schéma ICA [24]

Z každého výstupu jsou vypočítány hodnoty špičatosti. Špičatost je klasickým měřítkem negaussovského rozdělení. Za předpokladu, že proměnná X má nulovou střední hodnotu a jednotkovou odchylku, může být vyjádřena jako $Kurt(X) = E\{X^4\} - 3$.

Vypočítaná hodnota špičatosti je porovnána s nastavenou hodnotou v bloku Kurtosis threshold. Tento práh je nastavován s ohledem na analyzovaný signál. Pokud je vypočítaná hodnota špičatosti jednotlivých signálů větší než nastavený práh, je signál považován za užitečný signál. Jestliže je vypočítaná hodnota špičatosti menší než nastavený práh, je signál označen za šumovou složku. [25]

Po oddělení užitečného signálu a šumové složky z původního zarušeného signálu je možné určit kvalitu signálu na základě výpočtu SNR.

4.2 Signal Quality Index (SQI)

Tato metoda slouží k posuzování kvality testovaného signálu. Samotný algoritmus se skládá z několika kroků, které budou popsány níže. Signál je zde klasifikován do dvou tříd. Může být označen za „špatný“, pokud je hodnota průměrného korelačního koeficientu menší než nastavený práh, nebo za „dobrý“, pokud je hodnota průměrného korelačního koeficientu větší než nastavený práh. V případě, že je signál vyhodnocen jako „špatný“, nabývá SQI hodnoty 0. Jestliže je signál vyhodnocen jako „dobrý“, SQI je přiřazen hodnota 1. [14]

Pokud má být algoritmus funkční, musí splňovat předem definovaná pravidla proveditelnosti. Prvním krokem algoritmu SQI je vylepšení detekce vrcholů (R vln). Výstup detektoru R vln je porovnán se souborem fyziologicky relevantních podmínek. Na signál s takto detekovanými vrcholy jsou postupně aplikovány následující tři pravidla. Pokud kterékoliv z pravidel není dodrženo, je vzorek klasifikován jako „špatný“. [14]

Pravidla:

- a) Pravidlo 1: Hodnota tepové frekvence extrapolovaná z 10 sekund záznamu musí ležet mezi 40 až 180 tepy za minutu. Jedná se pravděpodobně o fyziologický rozsah hodnot tepové frekvence u dospělých osob, avšak teoreticky může tepová frekvence dosahovat i hodnot mimo tento rozsah.
- b) Pravidlo 2: Maximální přijatelné mezery mezi po sobě jdoucími R vlnami jsou 3 sekundy. Toto pravidlo zajišťuje, aby v záznamu nechyběl více než jeden tep.
- c) Pravidlo 3: Poměr maximálního a minimálního RR intervalu ve vzorku by neměl přesahovat hodnotu 2,2 sekundy. Jedná se o konvenční limit, jelikož není předpoklad, že by došlo ke změně tepové frekvence o více než 10 % na 10-ti vzorcích. Limit 2,2 sekundy je používán, aby nedošlo k vynechání tepu.

Pokud jsou splněna tato tři pravidla, použije se postup k přizpůsobení šablony. Tento postup bude vysvětlen dále. [14]

Adaptivní přizpůsobení šablon

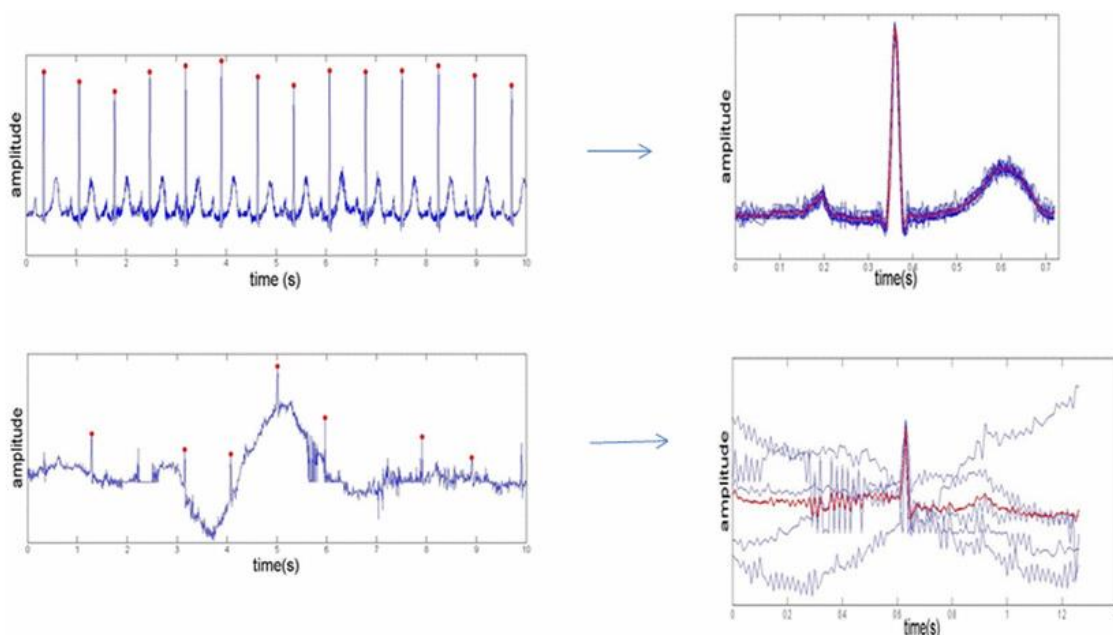
Bez ohledu na skutečnou morfologii QRS komplexů v daném vzorku EKG vyhledává šablona pravidelnosti v segmentu, což je ukazatelem spolehlivosti (segment kontaminovaný artefaktem by byl nepravidelný v morfologii). Postup adaptivního přizpůsobení šablon je následující [14]:

- a) Použitím všech detekovaných vrcholů R-píků každého vzorku se vypočítá medián hodnot RR intervalů.

- b) Jednotlivé QRS komplexy jsou pak extrahovány oknem, jehož šířka je medián RR intervalu se středem na každé detekované R vlně.
- c) Průměrná QRS šablona se pak získá tak, že se ve vzorku odečte střední hodnota všech QRS komplexů. Poté je vypočítán koeficient korelace každého jednotlivého QRS komplexu s průměrnou QRS šablonou.
- d) Průměrný korelační koeficient je nakonec vypočítán pomocí zprůměrování všech korelačních koeficientů celého EKG signálu.

Průměrný korelační koeficient je poté porovnán s předem nastaveným prahem. Pokud je korelační koeficient nižší než nastavený práh, je signál vyhodnocen jako „špatný“. Pokud je korelační koeficient vyšší než nastavený práh, je signál vyhodnocen jako „dobrý“. [14]

Příklad průměrného QRS komplexu, respektive tvorba šablon z morfologicky pravidelných a nepravidelných vzorků signálu, lze pozorovat na Obrázku 4.6. „Dobrý“ EKG signál obsahuje velmi pravidelné komplexy QRS (zobrazené nahoře vpravo přes sebe), což vede k vysoké průměrné korelaci se šablonou. „Špatný“ EKG signál je složen z nepravidelných QRS komplexů (zobrazené vpravo dole), to vede k nízké průměrné korelaci se šablonou. [14]



Obrázek 4.6: QRS šablony pro „dobrý“ a „špatný“ EKG signál [14]

4.3 Instantaneous Heart Rate (IHR)

Tato metoda se pokouší určit kvalitu signálu EKG a IHR na základě extrahování čtyř vlastností signálu EKG a IHR. Následně je statisticky hodnocena jejich schopnost rozlišit mezi normálním signálem a artefaktem. Poškozené úseky signálu jsou identifikovány a jsou vyloučeny ze signálu [15].

Okamžitou srdeční frekvenci (IHR) lze získat odhadem velikosti časové prodlevy mezi dvěma po sobě jdoucími údery srdce z EKG signálu. Jako referenční bod je obvykle používán vrchol R vlny, jelikož se jedná o část signálu s dobře rozlišitelnou amplitudou. Výpočet RR intervalů je založen na spolehlivém zjištění QRS komplexu. V mnoha případech jsou získané RR intervaly poškozeny řadou artefaktů, především při dlouhodobém sledování. V této souvislosti je velice důležité vhodné předzpracování RR intervalů. Při detekci R vln často dochází k chybnému detekování, jelikož detektory trpí na nestacionaritu morfologie QRS komplexů, šumu a artefaktů. [15]

IHR signál je v tomto případě získán detekcí R vln za použití čtyřstupňové sekvence filtrů Pan a Tompkinova QRS detektoru. Nyní jsou k další analýze dostupné dva signály, EKG signál a získaný IHR signál. [15]

Na oba tyto signály jsou aplikovány základní čtyři statistické funkce. Jsou to kvadratický průměr (RMS), směrodatná odchylka (Std), šikmost (Skewness) a špičatost (Kurtosis). [15]

Výpočet kvadratického průměru je popsán rovnicí:

$$RMS(u_j) = \sqrt{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} u_j^2(k)}, \quad (4.13)$$

kde n_s je počet vzorků na epochu (plovoucí okno) a $u_j(k)$ je jedna zkoumaná epocha.

Výpočet směrodatné odchylky lze definovat rovnicí:

$$Std(u_j) = \left(\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2 \right)^{1/2}, \quad (4.14)$$

kde μ_j je střední hodnota epochy u_j a je definována jako:

$$\mu_j = \frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} u_j(k) \quad (4.15)$$

Šikmost kvantifikuje asymetrii rozložení dat a lze jí popsat rovnicí:

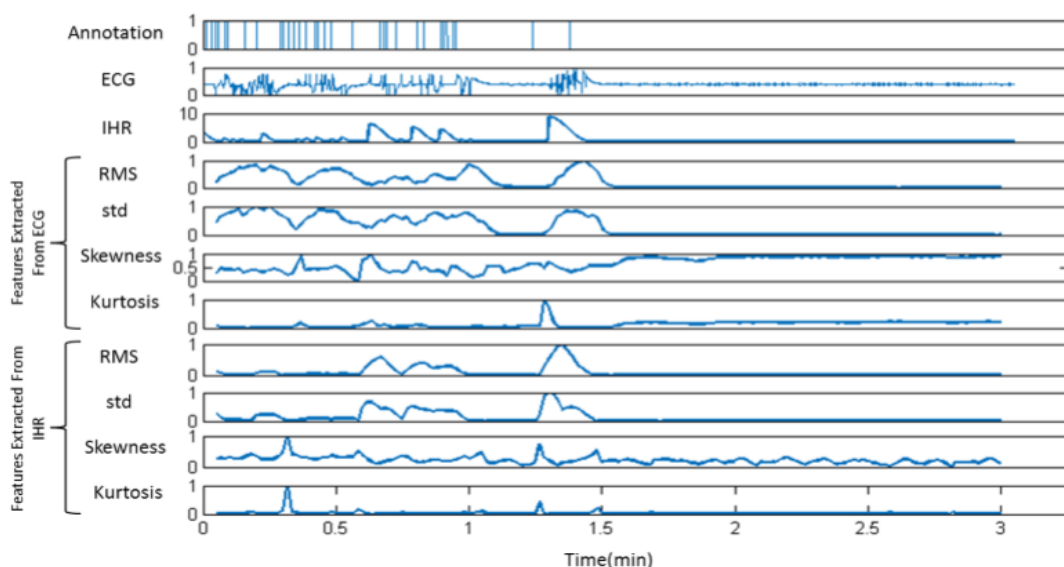
$$Skewness(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^3}{(\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2)^{3/2}}. \quad (4.16)$$

Špičatost je funkce vhodná pro kvantifikaci tvaru rozložení a je definována rovnicí:

$$Kurtosis(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^4}{(\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2)^2}. \quad (4.17)$$

Funkce jsou extrahovány z obou domén k vyhodnocení rozsahu rozdílu mezi IHR a EKG během normálních a poškozených signálů po použití statistických funkcí. [15]

Z provedené studie [15] lze na Obrázku 4.7 pozorovat artefakty v první 1,5 minutě, zbytek EKG signálu je čistý. Statistické funkce jsou vypočítány pro oba signály s časovými okny o různých délkách. Jsou použita okna o délkách 0,5 sekundy, 1 sekunda, 3 sekundy, 5 sekund a 7 sekund. Různé velikosti oken jsou použity především proto, aby se ověřilo, na jak velkém časovém úseku mají statistické funkce vypovídající schopnost. Z grafu je patrné, že hodnoty RMS, Std a šikmosti jsou při výskytu artefaktů vyšší, oproti tomu hodnoty špičatosti jsou při výskytu artefaktů nízké. Z článku [15] vyplývá, že nejvhodnějším ukazatelem kvality signálu jsou statistické funkce kvadratický průměr a směrodatná odchylka. Na základě těchto informací lze zarušené části signálu ze záznamu vyloučit a dále pracovat jen s čistým signálem. [15]

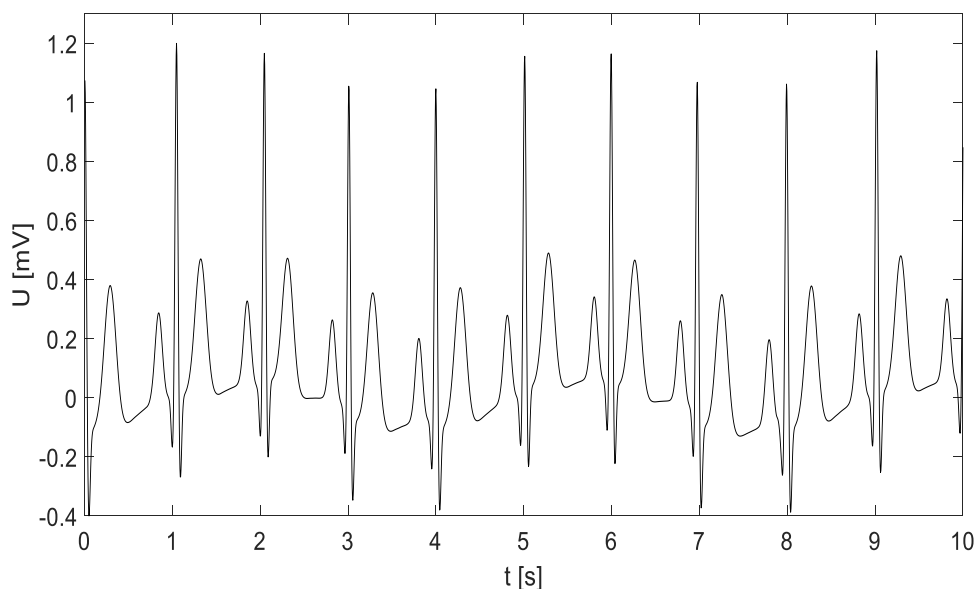


Obrázek 4.7: Statistické funkce – jejich změna během normálního a zarušeného signálu [15]

5 IMPLEMENTACE VYBRANÝCH METOD PRO ODHAD KVALITY SIGNÁLU EKG

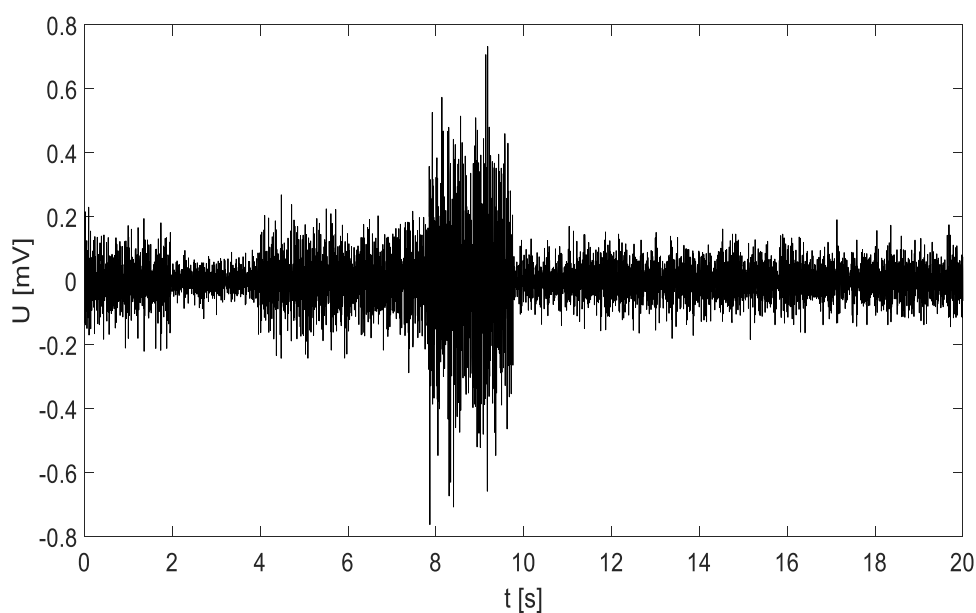
V následující kapitole budou blíže popsány již zmíněné metody pro odhad kvality signálu EKG, především budou popsány principy použitých algoritmů. Veškeré simulace a výpočty byly provedeny v programovém prostředí Matlab.

Jako vstupní signál pro všechny metody byl použit uměle vytvořený zarušený EKG signál. Software pro tvorbu umělého EKG signálu byl převzat z [16] dostupný z PhysioNet. Lze nastavovat několik parametrů, jakými jsou: vzorkovací frekvence, srdeční tep za minutu, směrodatná odchylka srdečního tepu. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 256 Hz, srdeční tep na 60 tepů/minutu a směrodatná odchylka na 1 tep/minutu. Ukázkou uměle vytvořeného signálu EKG lze vidět na Obrázku 5.1.



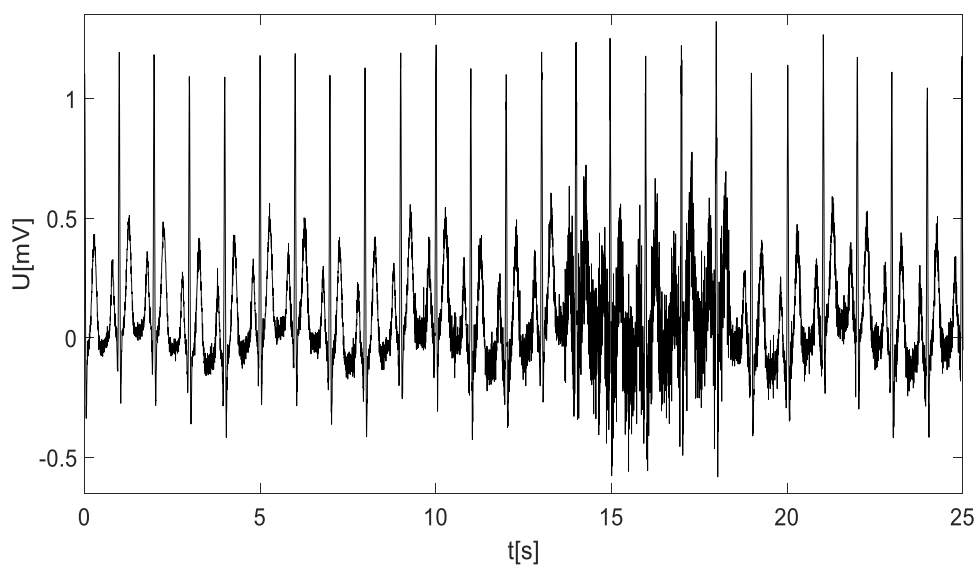
Obrázek 5.1: Ukázka uměle vytvořeného signálu EKG

K takto vytvořenému umělému signálu EKG bylo přidáno uměle vytvořené EMG rušení (myopotenciály). Software pro tvorbu umělého EMG signálu byl inspirován prací [17]. Nastavovala se vzorkovací frekvence a délka požadovaného signálu. Algoritmus byl upraven pro generování nestacionárního EMG signálu. Vstupem je vektor délek jednotlivých úseků SNR a vektor požadovaných hodnot SNR. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 256 Hz. Uměle vytvořené EMG rušení s různou intenzitou je možné pozorovat na Obrázku 5.2.



Obrázek 5.2: Ukázka uměle vytvořeného EMG rušení s různou intenzitou

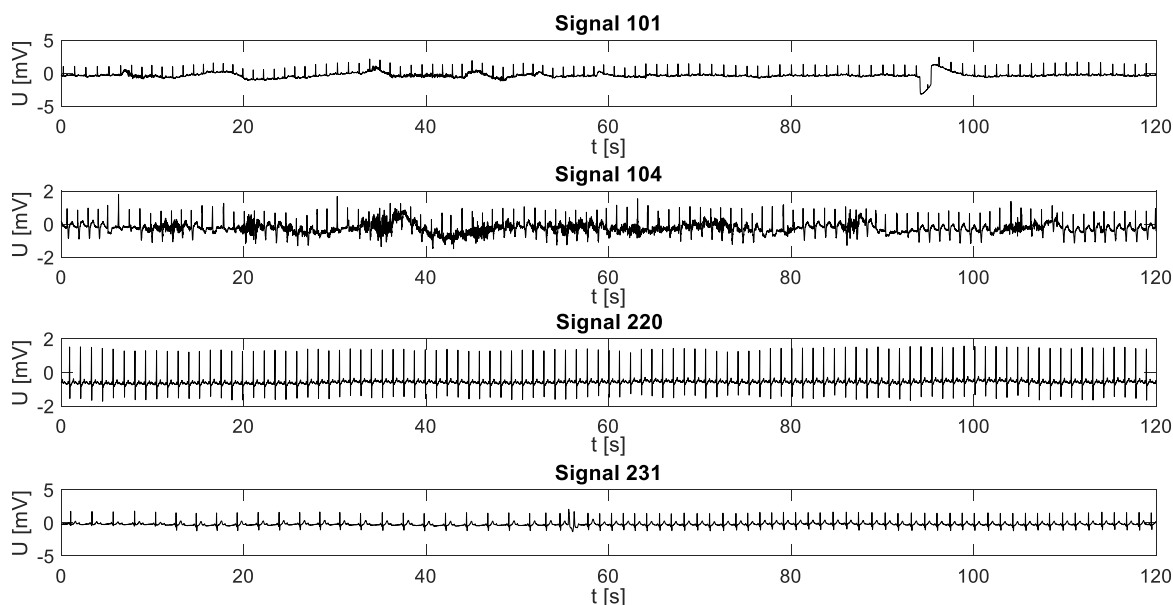
Zarušený EKG signál (Obrázek 5.3) vzniká sečtením těchto dvou popsanych uměle vytvořených signálů (EKG a EMG). S touto aditivní směsí signálů lze dále pracovat a aplikovat na ní výše popsané metody odhadu kvality EKG signálu.



Obrázek 5.3: Ukázka signálu EKG s myopotenciálovým rušením

Všechny zmíněné metody pro odhad kvality signálu EKG budou otestovány mimo jiné také na reálných záznamech EKG. Reálné záznamy EKG signálů pochází z volně přístupné databáze EKG záznamů dostupné z PhysioNet. V této práci budou použity signály z databáze MIT-BIH Arrhythmia Database [27].

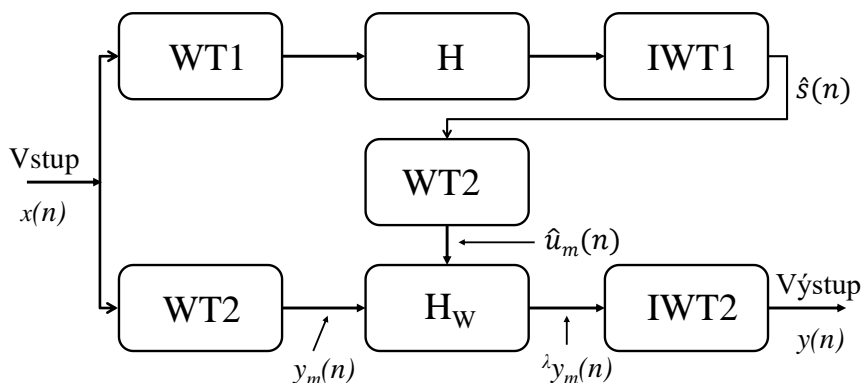
Vzorkovací frekvence je zde 360 Hz. Záznamy mají v průměru délku 30 minut. V této práci budou uvedeny ukázky použití jednotlivých metod na kratších signálech z důvodu přehlednosti. V průměru se analyzují signály o délce 2-5 minut. Na Obrázku 5.4 jsou zobrazeny ukázky některých částí signálů.



Obrázek 5.4: Ukázka reálných signálů použitých k analýze

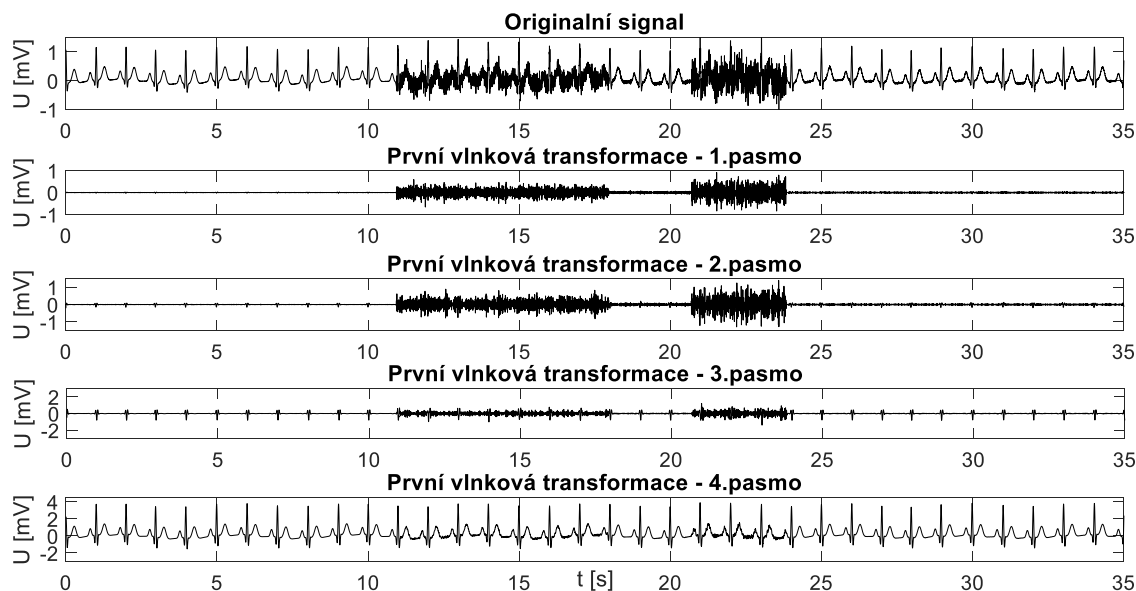
5.1 Wienerovská vlnková filtrace

Pro filtraci signálu je použita metoda pilotního odhadu. Schéma metody pilotního odhadu je znázorněno na Obrázku 5.5.



Obrázek 5.5: Blokové schéma wienerovského vlnkového filtru [11]

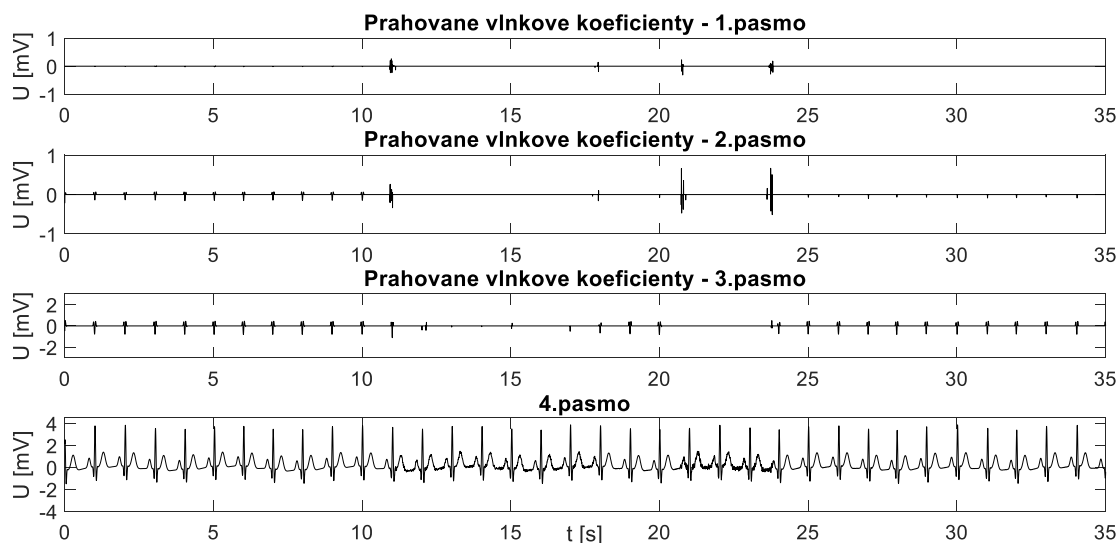
Metoda pracuje s několika základními bloky. V horní části schématu je prvním blokem WT1, což je vlnková transformace vstupního signálu $x(n)$. Signál je rozložen na předem stanovený počet pásem. Rozložení signálu do pásem můžeme vidět na Obrázku 5.6.



Obrázek 5.6: Ukázka rozložení signálu do pásem

Vlnkové koeficienty získané blokem WT1 jsou upraveny pomocí bloku H. Blok H zajišťuje prahování vlnkových koeficientů v jednotlivých pásmech pomocí prahu λ . Prahování jsou podrobena všechna pásma, kromě posledního. Prahové hodnoty lze vypočítat několika způsoby. Mezi nejpoužívanější patří práh empirický, univerzální, minimax, atd.

Práh je vypočítáván v plovoucím okně, čímž je zajištěno adaptivní prahování. Díky posouvajícímu se oknu je brán ohled na měnící se intenzitu rušení v průběhu celého signálu. Každému vlnkovému koeficientu je díky adaptivnímu prahu přiřazena určitá prahová hodnota. V plovoucím okně je nejprve vypočítána směrodatná odchylka, následně je vypočítána hodnota prahu. Velikost plovoucího okna je určena na základě délky RR intervalu. Tímto přístupem je zamezeno tomu, aby v okně byl obsažen více než jeden RR interval. Pokud by byl v plovoucím okně více než jeden RR interval, mohlo by docházet během výpočtů k nepřesnostem. Výsledek prahování můžeme vidět na Obrázku 5.7.



Obrázek 5.7: Ukázka vlnkových koeficientů po prahování

Výstup prahování je vstupem do bloku IWT1, v němž dochází k inverzní vlnkové transformaci. Tímto procesem získáme pilotní odhad užitečného signálu $\hat{s}(n)$. Tento odhad je nutný pro stanovení korekčních členů.

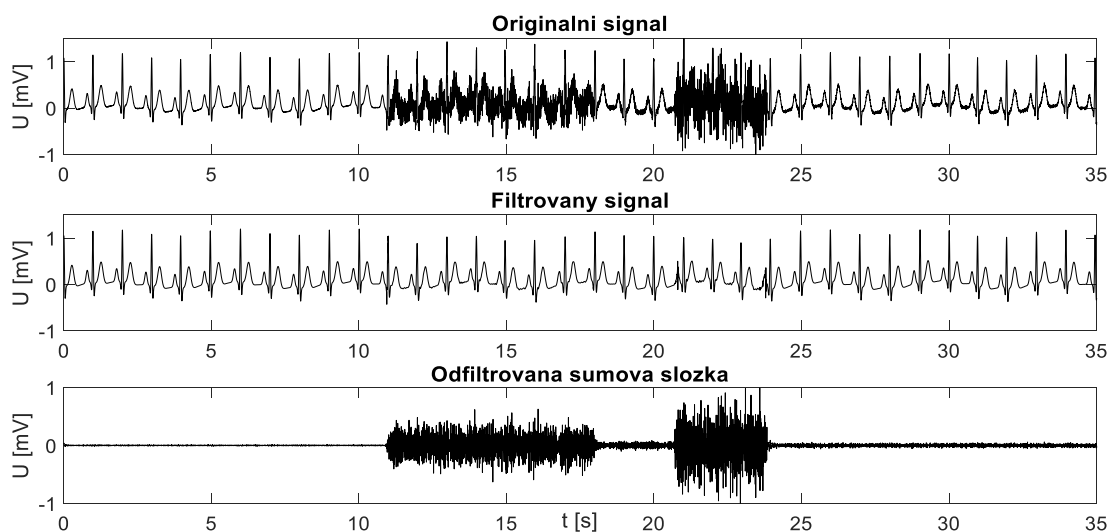
Ve spodní části schématu je vstupní signál $x(n)$ podroben vlnkové transformaci WT2. Stejně transformaci WT2 je podroben také pilotní odhad užitečného signálu $\hat{s}(n)$. Koeficienty získané vlnkovou transformací WT2 y_m a \hat{u}_m jsou použity jako vstup pro wienerovský filtr H_w .

V bloku H_w je vypočítán korekční faktor $\hat{g}_m(n)$ dle vzorce (5.1), kde σ_{vm} je rozptyl šumu m-tého pásma. [11]

$$\hat{g}_m(n) = \frac{\hat{u}_m^2(n)}{\hat{u}_m^2(n) + \sigma_{vm}^2(n)} \quad (5.1)$$

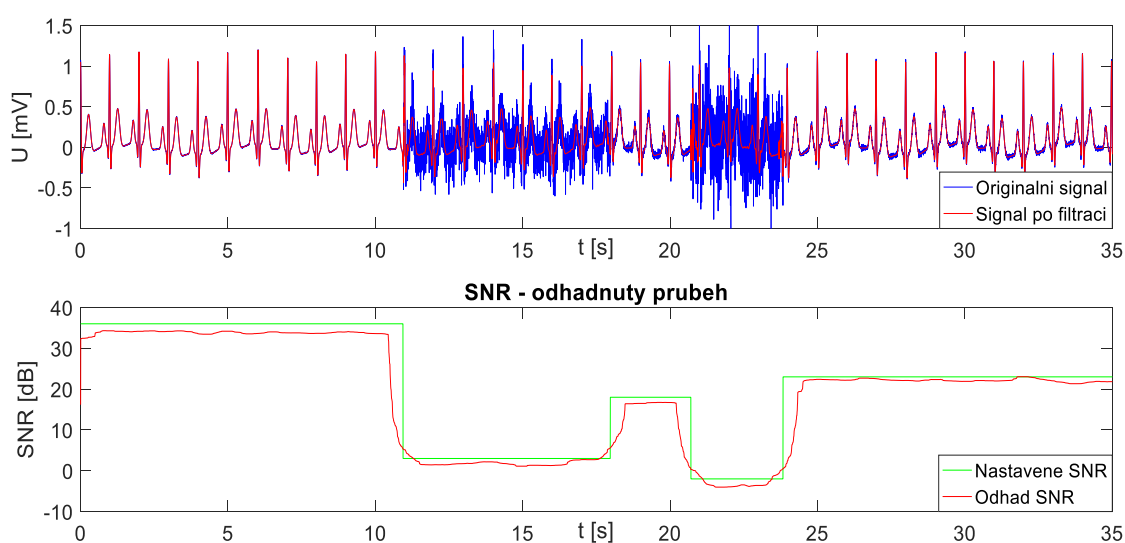
Korekční faktor je poté vynásoben výstupem filtru WT2 y_m . Takto byla získána upravená verze vlnkových koeficientů $\lambda_{y_m}(n)$.

Dalším krokem bylo provedení inverzní vlnkové transformace IWT2 takto modifikovaných vlnkových koeficientů. Tímto způsobem obdržíme výstupní užitečný filtrovaný signál $y(n)$. Pokud chceme získat samotnou šumovou složku, stačí od sebe odečíst původní signál a výstupní užitečný signál.

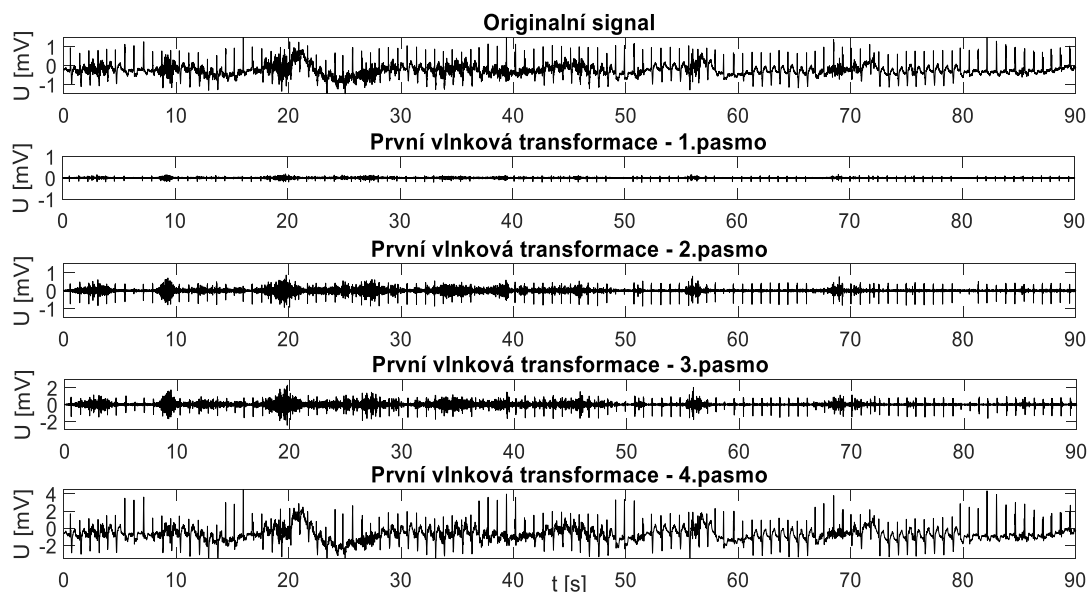


Obrázek 5.8: Nahoře: zarušený signál, uprostřed: vyfiltrováný signál, dole: odfiltrovaná šumová složka původního signálu

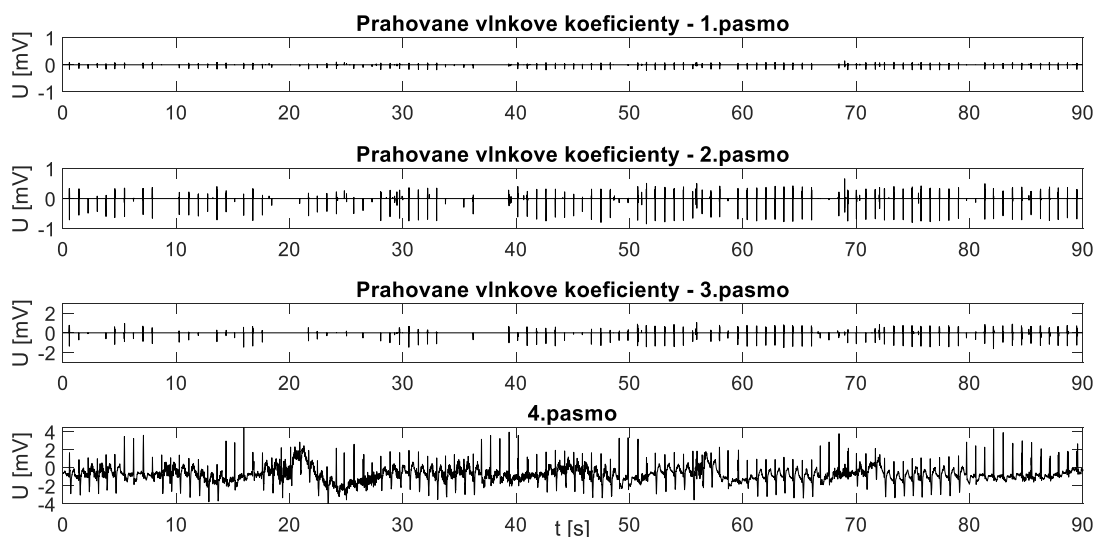
Ze získaných signálů (filtrováný signál a odfiltrovaná šumová složka původního signálu – Obrázek 5.8) lze vypočítat spojitý průběh SNR podle vzorce (5.2). Tento průběh je možné vidět na Obrázku 5.9. V dolní části obrázku je zeleně zobrazena předem nastavená hodnota SNR při zarušování vstupního signálu, červeně je zobrazena vypočítaná hodnota SNR z vyfiltrovaného signálu. Je zřejmé, že vypočítaná hodnota SNR je přibližně stejná jako jeho předem nastavená hodnota. Vypočítaná hodnota SNR je částečně zkreslena v důsledku přechodového jevu, který se dále budeme snažit odstranit. Na obrázku nahoře je vidět modře zobrazený zarušený signál a červeně filtrovaný signál.



Obrázek 5.9: Ukázka spojitého průběhu SNR na uměle generovaném signálu

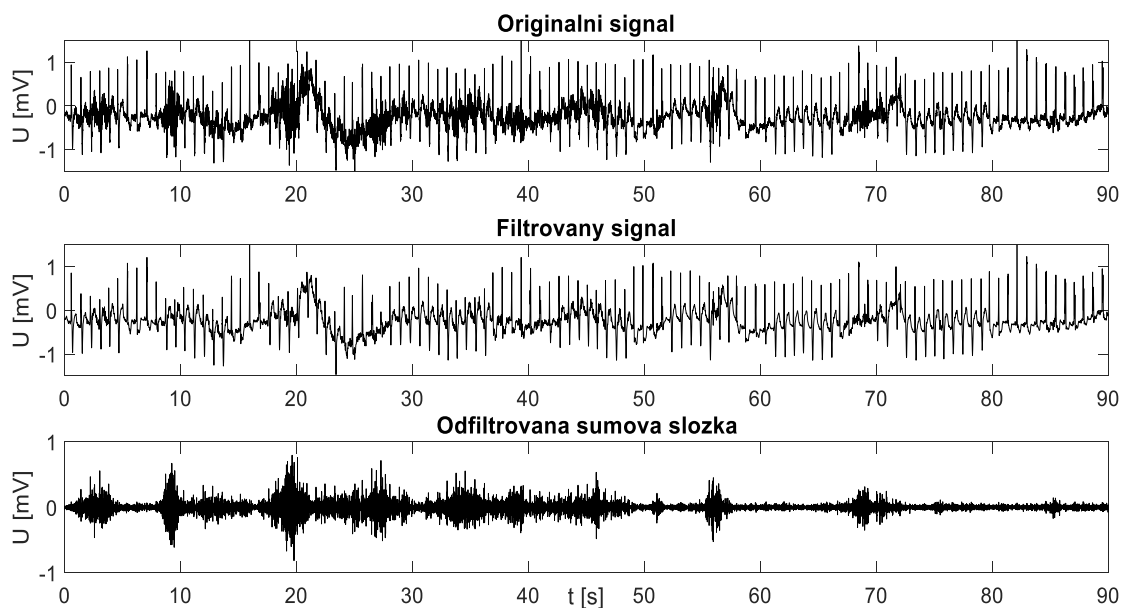


Obrázek 5.10 : Ukázka rozložení do pásem u reálného signálu

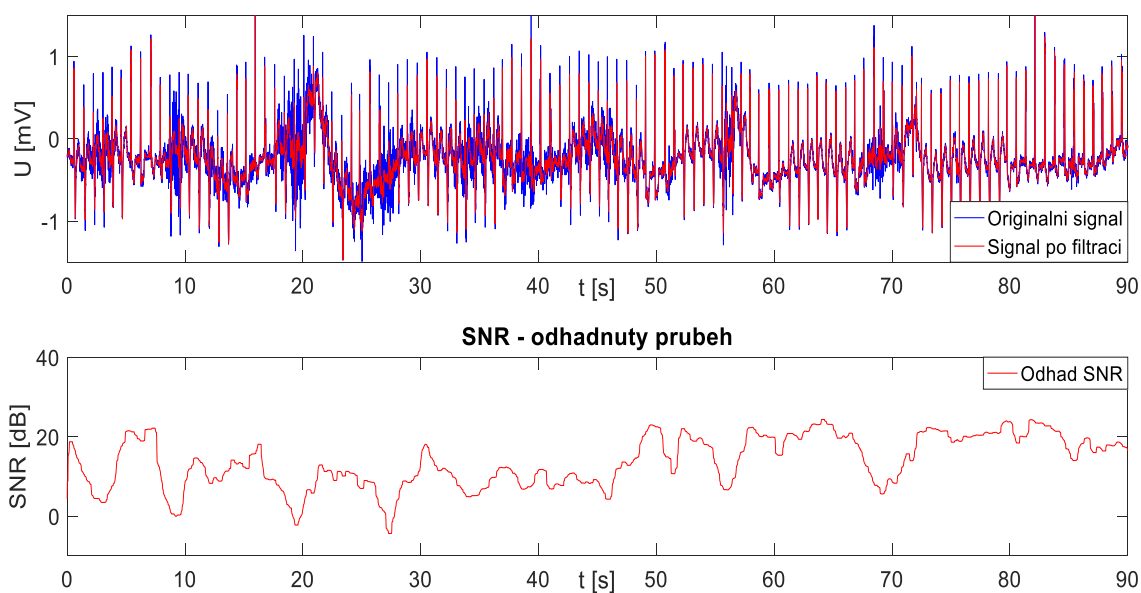


Obrázek 5.11: Ukázka vlnkových koeficientů po prahování u reálného signálu

Výsledky jednotlivých kroků algoritmu pro odhad kvality signálu EKG u reálného signálu z databáze MIT-BIH je možné vidět na Obrázcích 5.10 až 5.13.



Obrázek 5.12: Nahoře: zarušený signál, uprostřed: vyfiltrovaný signál, dole: odfiltrovaná šumová složka původního signálu

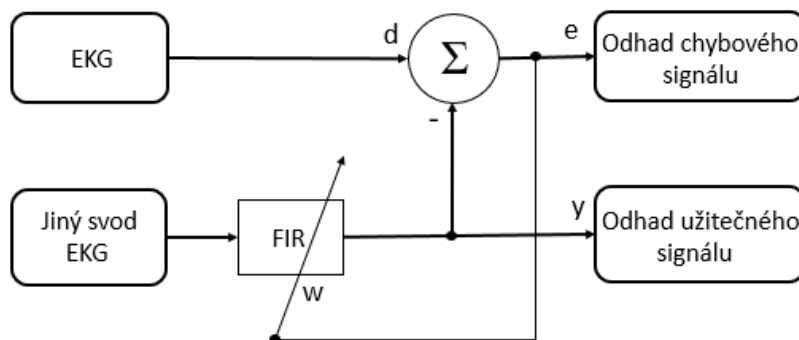


Obrázek 5.13: Ukázka spojitého průběhu SNR na reálném signálu

5.2 Least-Mean Square (LMS)

Tento druh adaptivního filtrování se používá zejména ke snížení hladiny šumu ve zpracovávaném signálu. Hlavním principem metody je minimalizovat střední kvadratickou chybu mezi zpracovávaným signálem a referenčním vstupem.

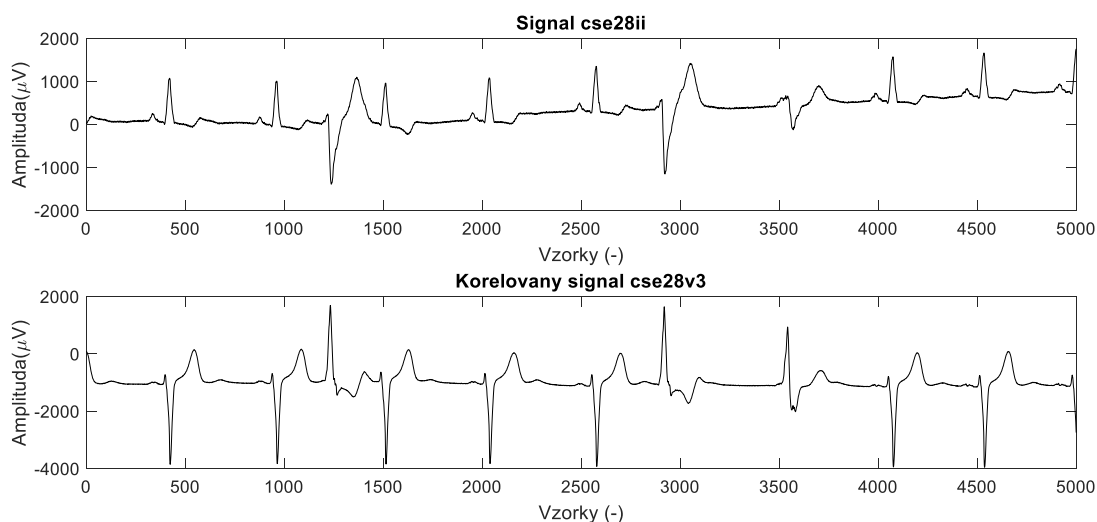
Zpracovávaným signálem je v tomto případě zarušený signál EKG a referenčním vstupem může být například nezarušený signál EKG z jiného svodu. Blokové schéma popsané adaptivní filtrace založené na postupném snižování MSE lze vidět na Obrázku 5.14.



Obrázek 5.14: Blokové schéma adaptivní filtrace

Při snaze vyzkoušet adaptivní filtrování na uměle vytvořeném signálu se naskytl problém, kde vzít referenční signál. Generátor náhodného EKG je schopen nasimulovat pouze jeden svod EKG, tudíž chybí druhý korelovaný signál, který by mohl být použit jako referenční signál.

Metoda adaptivního filtrování realizovaná LMS algoritmem byla otestována na signálech EKG z databáze CSE cse28ii a cse28v3. Ukázka signálů použitých pro adaptivní filtrování je zobrazena na Obrázku 5.15. Záznamy obsažené v této databázi trvají 10 sekund a mají vzorkovací frekvenci 500 Hz. Celkově databáze obsahuje 125 záznamů z 12-svodového EKG.

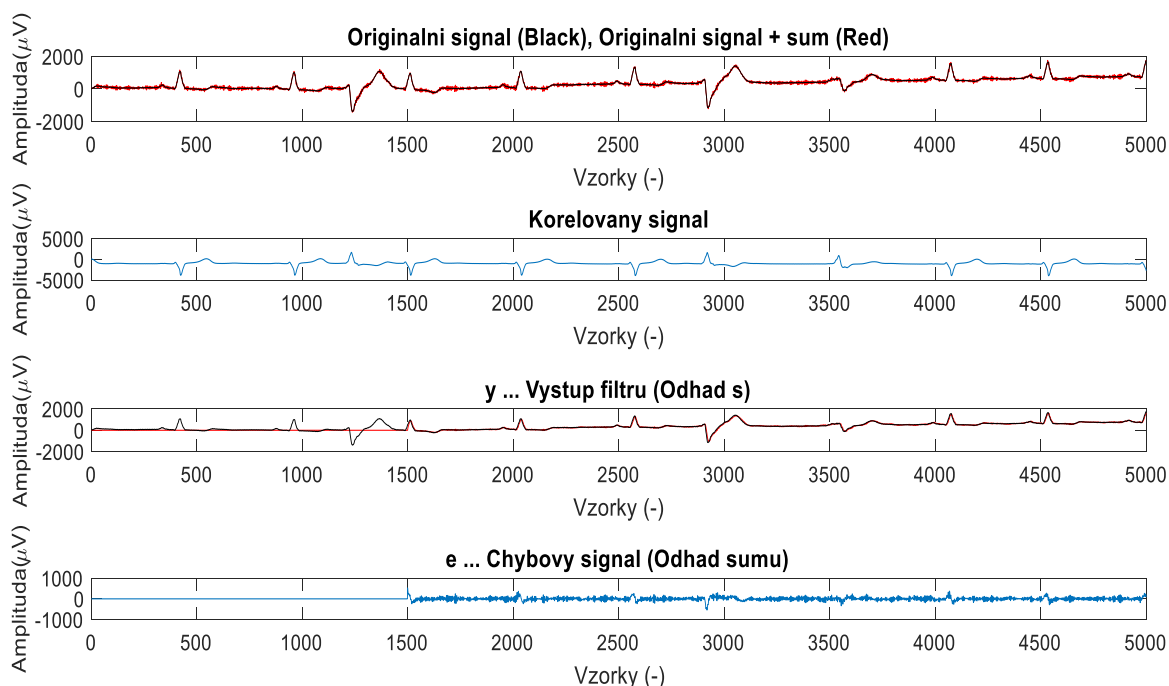


Obrázek 5.15: Vstupní signály z databáze CSE

Jeden ze svodů záznamů signálu EKG byl zarušen brumem o frekvenci 50 Hz. Tento brum byl vytvořen funkcí sinus, poté se numericky přičetl k vybranému svodu záznamu signálu EKG v celé jeho délce. Druhý svod zůstal nezarušený a slouží jako referenční vstup. V tomto případě se tedy jedná o filtraci síťového brumu o frekvenci 50 Hz.

Následně je provedena samotná filtrace signálu podle blokového schématu na Obrázku 5.14. Výsledek adaptivní filtrace lze vidět na Obrázku 5.16. První graf znázorňuje originální signál (černá barva), červenou barvou je zde zobrazen originální signál s přidanou šumovou složkou. Druhý graf představuje korelovaný signál sloužící jako referenční vstup při adaptivním filtrování. Ve třetím grafu je černou barvou vyobrazen originální signál. Červeně je zde vykreslen výstup filtru, tedy výsledný odhad původního signálu, který byl získán adaptivním filtrováním rušeného signálu EKG. Poslední graf dole představuje odhad šumové složky, která byla k originálnímu signálu přičtena.

Z Obrázku 5.16 je patrné, že LMS algoritmus potřebuje poměrně dlouhou dobu k tomu, aby se dokázal adaptovat. V tomto případě trvala adaptace přibližně 1500 vzorků. Dobu adaptace lze ovlivnit nastavením konstanty μ .



Obrázek 5.16: Výsledek adaptivní filtrace

Dále byla metoda adaptivní filtrace použita na záznamy ze standardní MIT/BIH Arrhythmia Databáze. V tomto případě nebyla filtrace úspěšná, jelikož oba signály jsou postiženy šumem. Dalším problémem je fakt, že analyzovaný signál není v celé své délce postižen šumem o stejné frekvenci. Proto není algoritmus schopen rušení oddělit

od užitečného signálu. Adaptivní filtr selhává také proto, že rušení se u reálných signálů vyskytuje pouze náhodně a zároveň pouze v krátkých časových úsecích. Pro odstranění myopotenciálového rušení obsaženého v reálných signálech je vhodné použít jiný druh filtrace.

Tuto metodu nelze na reálné signály použít, jelikož předem nevíme, jakou frekvencí bude analyzovaný signál postižen. Tento druh filtrace je ovšem velice vhodný pro filtraci síťového rušení o známých frekvencích.

5.3 Fast ICA

Metoda zpracování dat pomocí PCA:

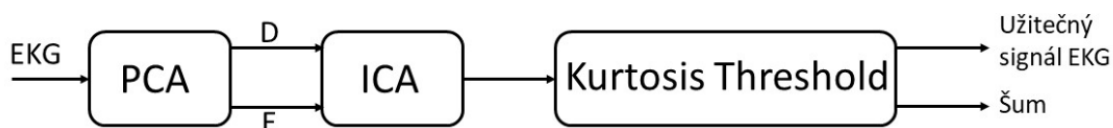
- 1) Získání dat
- 2) Výpočet průměru
- 3) Výpočet kovarianční matice S
- 4) Výpočet vlastního vektoru a vlastního čísla kovarianční matice
- 5) Výběr komponent a vytvoření hlavního vektoru
- 6) Extrahování nového datového souboru

PCA – kritéria pro určení počtu komponent, které interpretujeme

Je nutné určit, kolik komponent je vhodné interpretovat, jelikož hlavní komponenty postupně vysvětlují menší a menší část celkového rozptylu. Při interpretaci komponent se analyzují hlavně první komponenty s vysokými vlastními hodnotami. Při analýze se používají komponenty, jejichž vlastní hodnoty jsou větší než průměr všech vlastních hodnot. [26]

Vstupními proměnnými do metody ICA jsou vlastní hodnoty (D) a vlastní vektory (E) kovarianční matice $E (XX')$ získané pomocí metody PCA. Blok ICA dělí vstupní proměnné na statisticky nezávislé prvky.

Tyto statisticky nezávislé prvky jsou vstupem do bloku Kurtosis Threshold. V tomto bloku dochází k rozhodnutí, zda se jedná o užitečný signál, nebo zda jde o šumovou složku. Výstupem bloku Kurtosis Threshold je rozdělený signál na dvě části, užitečný signál a šum. V závislosti na posledním kroku může být vypočítáno SNR.

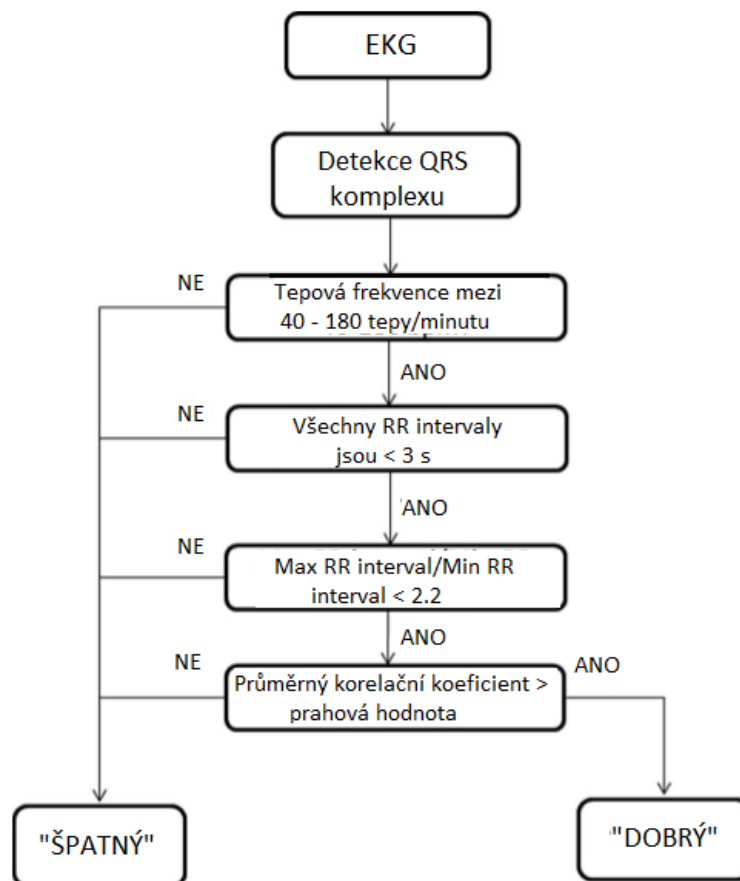


Obrázek 5.17: Blokové schéma Fast ICA

Tato metoda nebyla z časových důvodů dokončena.

5.4 Signal Quality Index

Blokové schéma jednotlivých kroků výpočtu SQI je znázorněno na Obrázku 5.18.



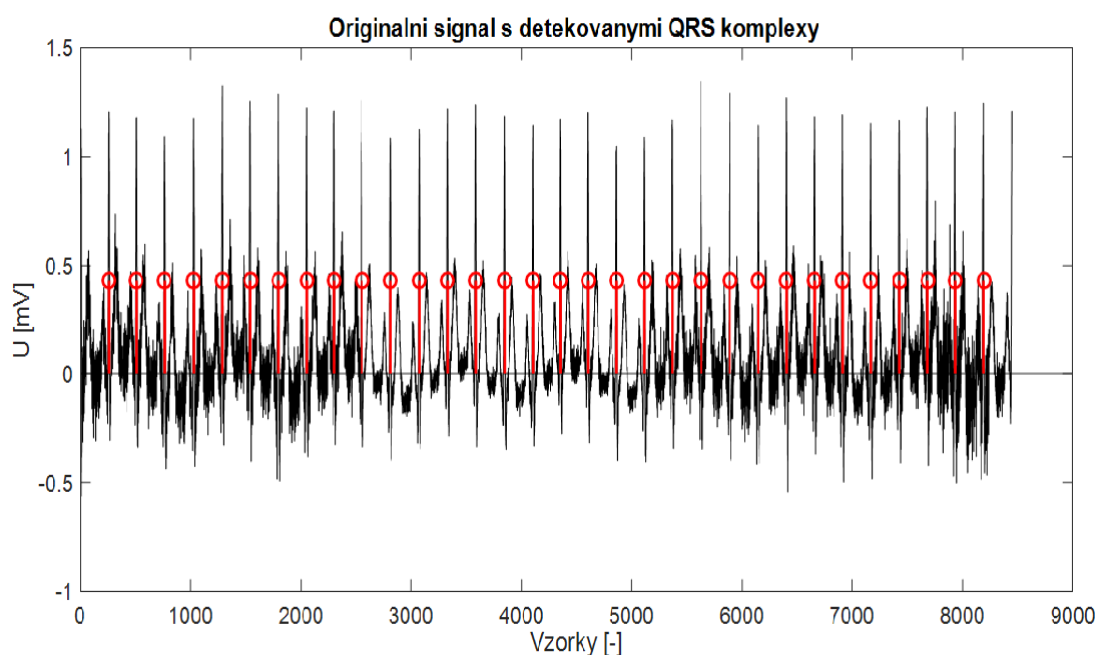
Obrázek 5.18: Blokové schéma výpočtu SQI

Použitý algoritmus pro výpočet SQI vychází z odborného článku [14]. Algoritmus byl upraven pro určení SQI ze zarušených EKG signálů.

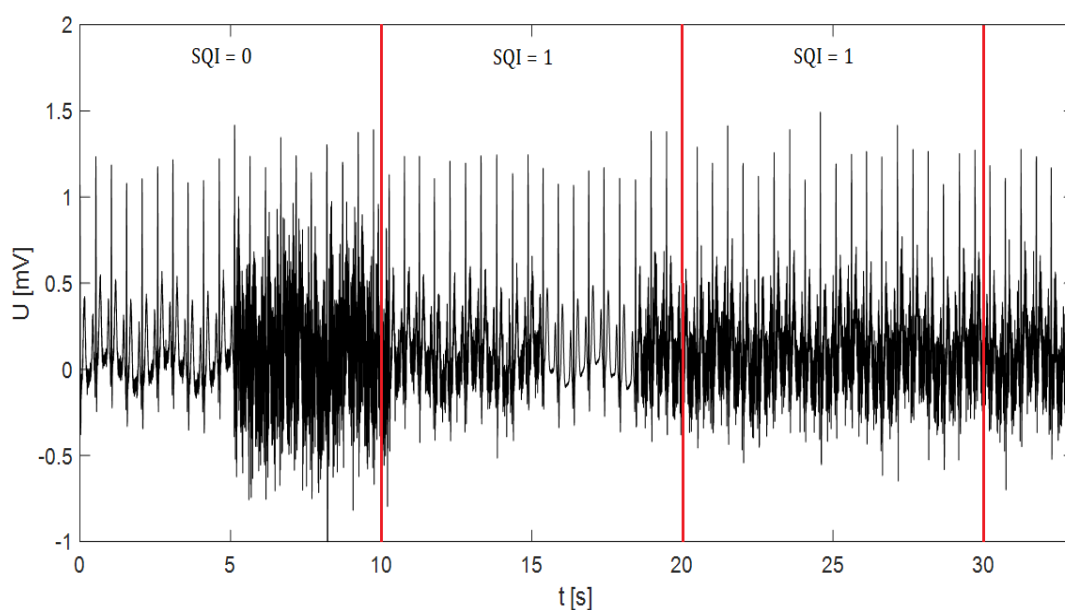
Jako vstupní signál slouží zarušený uměle vytvořený EKG signál. V tomto signálu jsou pomocí detektoru QRS inspirovaného [18] nalezeny R vlny. Detektor funguje na principu umocnění filtrovaného signálu. Postup detekce je následující. Po filtraci pásmovou propustí (11 až 21 Hz), která zvýrazní QRS komplex a ostatní vlny potlačí, je vypočítána obálka filtrovaného signálu, což vede k vyhlazení signálu. Jednotlivé prvky filtrovaného signálu jsou porovnány s prahem. Prvky vyšší než práh jsou označeny jako R vlny. Signál s detekovanými R vlnami je možné vidět na Obrázku 5.19.

Zarušený EKG signál s detekovanými R vlnami vstupuje do algoritmu pro výpočet SQI. Algoritmus pracuje s délkou signálu, kterou nastavuje uživatel. Jestliže se jedná o dlouhý signál, je vhodné ho rozdělit na několik částí. Vhodná délka signálu pro výpočet SQI je 10 sekund. Ve zvoleném úseku signálu jsou pomocí detektoru QRS

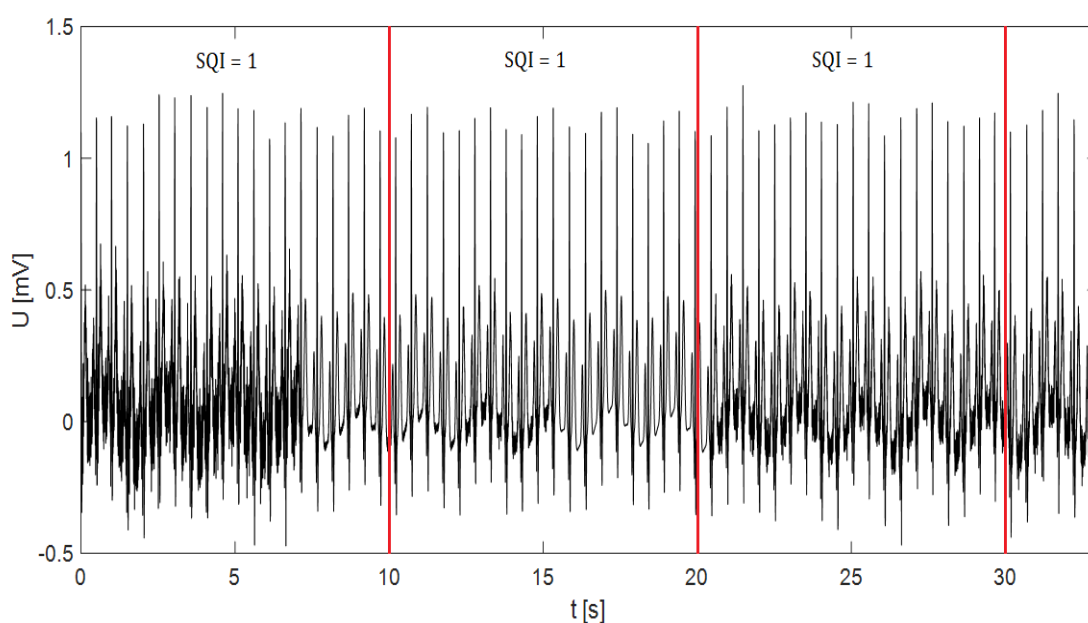
komplexů nalezeny a označeny pozice všech nalezeným QRS komplexů. Signál s detekovanými QRS komplexy je zobrazen na Obrázku 5.19. Signál s detekovanými pozicemi QRS komplexů je nejprve podroben třem základním pravidlům, která byla zmíněna v kapitole 4.2. Pokud těmto pravidlům nevyhovuje, je mu přiřazena hodnota 0 a je označen za „špatný“. Pokud splňuje pravidla, dostává se do další části algoritmu, kde je vypočítán korelační koeficient pro každou R vlnu, následně je vypočítán průměrný korelační koeficient pro daný úsek signálu (10 sekund). Poté je koeficient porovnán s nastaveným prahem. Pokud je průměrný korelační koeficient menší než práh, je signálu přiřazena hodnota 0 a je označen za „špatný“. V tomto případě je hodnota nastaveného prahu 0,66. Ukázku signálu s úsekem označeným za „špatný“ lze pozorovat na Obrázku 5.20. V případě, že je hodnota průměrného korelačního koeficientu vyšší než hodnota prahu, je signálu přiřazena hodnota 1 a signál je označen za „dobrý“. Ukázka signálu, kde byly všechny úseky signálu označeny za „dobré“ je na Obrázku 5.21. Jednotlivé takto označené úseky signálu lze použít k dalšímu zpracování signálu. Úseky označené jako „špatné“ mohou být ze signálu odstraněny a dál je možné pracovat jen s užitečnými úseky signálu.



Obrázek 5.19: Ukázka signálu s detekovanými R vlnami



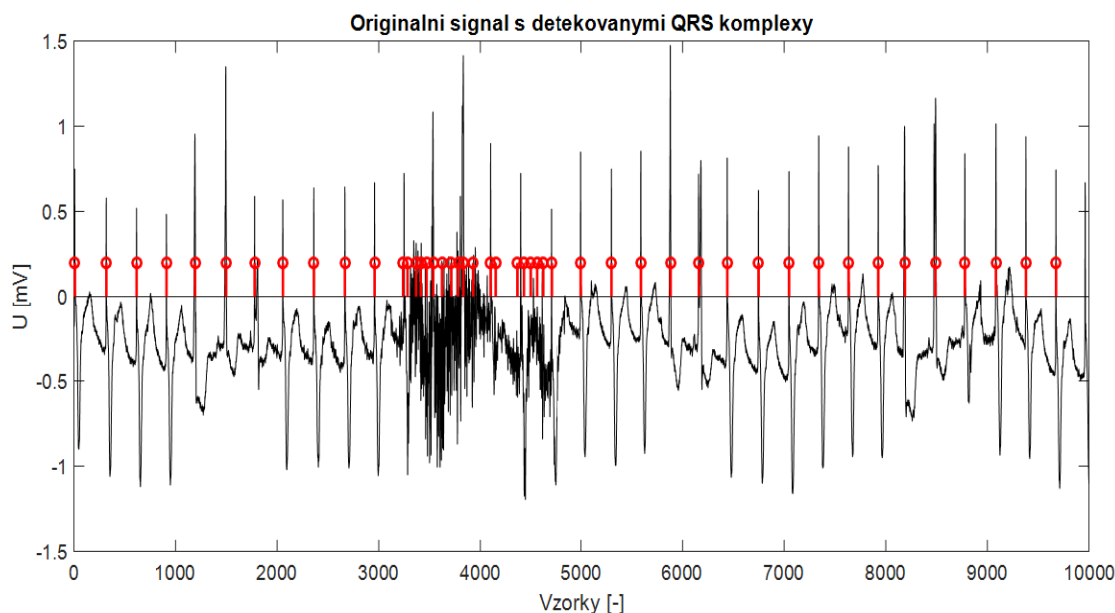
Obrázek 5.20: Ukázka SQI pro uměle vytvořený signál s velkým množstvím šumu



Obrázek 5.21: Ukázka SQI pro málo zarušený uměle vytvořený signál

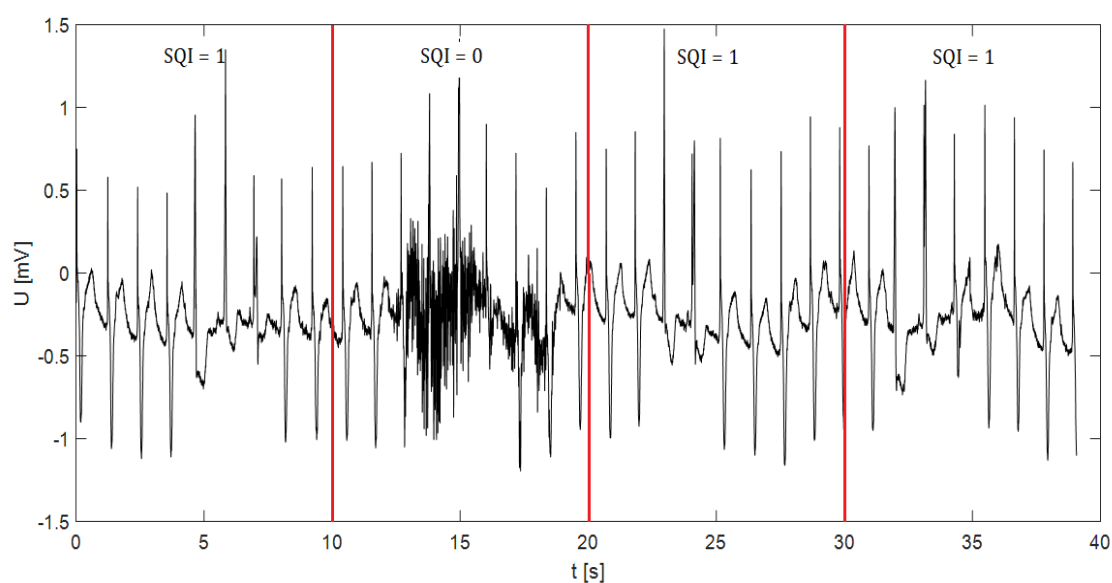
Po ověření funkčnosti algoritmu na umělých datech následovalo testování na reálných záznamech EKG. Signál byl rozdělen na několik částí po 10 sekundách. Následně byly v každém úseku detekovány QRS komplexy. Reálný signál s detekovanými QRS komplexy lze vidět na Obrázku 5.22. Dalším krokem bylo ověření již dříve zmíněných tří pravidel. Pokud daný úsek signálu pravidla splnil, následoval výpočet šablony a průměrného korelačního koeficientu. Pokud byl průměrný korelační

koeficient větší než nastavený prah, byl vybranému úseku signálu přidělen Signal Suality Index (SQI) s hodnotou 1. Jestliže byla hodnota průměrného korelačního koeficientu menší než nastavený prah, byla úseku přiřazena hodnota SQI 0.



Obrázek 5.22: Detekované QRS komplexy u reálného signálu

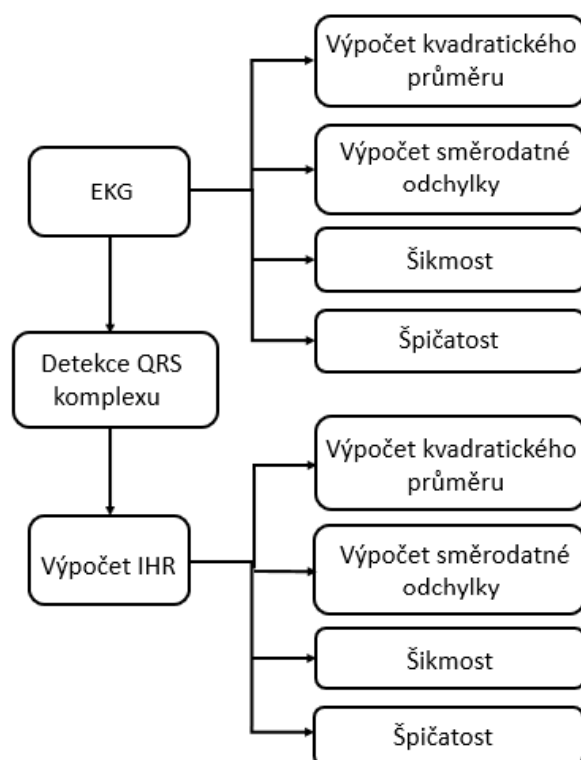
Během detekce označil detektor chybně jako QRS komplexy některé části šumu. Jelikož ve druhém úseku signálu bylo zaznamenáno enormní množství poloh QRS komplexů, neprošel tento úsek první částí algoritmu, který obsahuje pravidla o tepové frekvenci, vzdálenostech komplexů atd. Proto je tomuto úseku přiřazena hodnota SQI 0. U ostatních úseků byly QRS komplexy detekovány správně. Následně u nich byla vypočítána průměrná hodnota korelačního koeficientu. Protože byla hodnota průměrného korelačního koeficientu u zbylých úseků vyšší než nastavený prah, jsou ostatní úseky označeny za dobré (označeny hodnotou 1). Takto zhodnocený signál lze pozorovat na Obrázku 5.23.



Obrázek 5.23: Ukázka SQI na reálném signálu

5.5 Instantaneous Heart Rate (IHR)

Blokové schéma metody lze vidět na Obrázku 5.24.

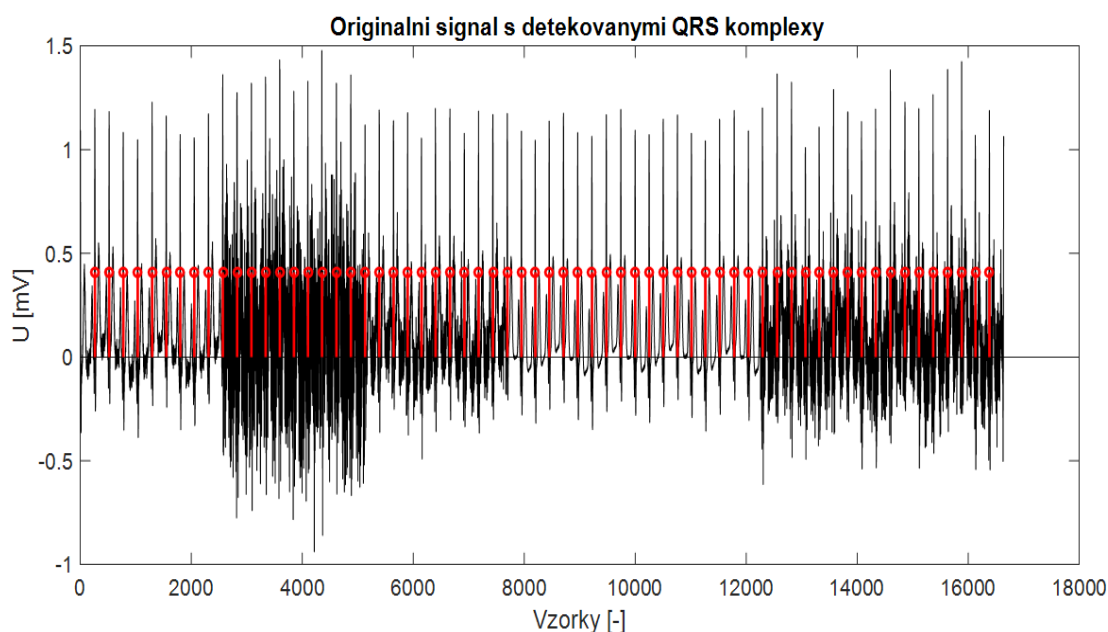


Obrázek 5.24: Blokové schéma metody IHR

Tato metoda pro posouzení kvality signálu je založena na vizuálním hodnocení výsledků čtyř statistických funkcí, které byly použity na signál EKG a na vypočítaný signál IHR.

Na zarušený signál EKG jsou aplikovány čtyři vybrané statistické funkce. Jsou to kvadratický průměr, směrodatná odchylka, šikmost a špičatost. Výpočet jednotlivých funkcí je popsán rovnicemi 4.13, 4.14, 4.15 a 4.16 v kapitole 4.3 Instantaneous Heart Rate (IHR).

Signál okamžité srdeční frekvence (IHR) je vypočítán na základě odhadu velikosti časové prodlevy mezi dvěma po sobě jdoucími údery srdce z EKG signálu. V této práci je okamžitá srdeční frekvence získána použitím čtyřstupňové sekvence filtrů Pan a Tompkinova QRS detektoru. Pan a Tompkinův detektor použitý v této práci je inspirován článkem [28]. Signál s detekovanými QRS komplexy lze vidět na Obrázku 5.25. Na takto vypočítaný IHR signál jsou opět aplikovány čtyři základní statistické funkce.



Obrázek 5.25: Originální uměle generovaný signál s detekovanými QRS komplexy

Statistické funkce jsou získány pro oba signály (EKG a IHR) v časovém okně o délce 5 sekund. Délka okna byla zvolena na základě největší vypovídající schopnosti statistických funkcí při této velikosti okna.

Jakmile jsou získány statistické funkce pro signál EKG a IHR, je nutné grafy vizuálně zhodnotit. Na základě provedeného testování uměle generovaných a reálných signálů lze tvrdit, že hodnoty kvadratického průměru a směrodatné odchylky jsou

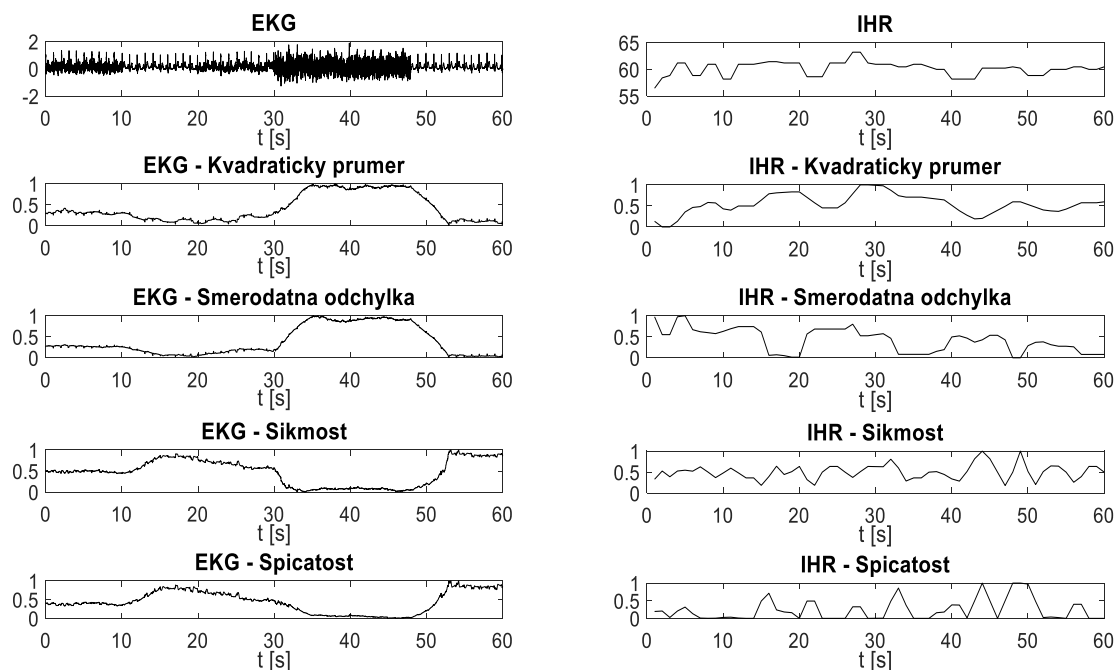
při výskytu artefaktů a šumu vyšší. Naopak hodnoty šikmosti a špičatosti jsou při výskytu šumu nižší.

Všechny čtyři statistické funkce byly po vypočítání normalizovány na hodnoty od 0 do 1. Normalizace dat byla provedena s ohledem na porovnávání statistických funkcí pro jednotlivé signály. Pro větší přehlednost jsou výsledky statistických funkcí pro signál EKG a signál IHR zobrazeny v jednom obrázku (Obrázek 5.26).

Každá z těchto osmi křivek může být použita samostatně k hodnocení kvality signálu. V článku [15] jsou tyto metody porovnávány s cílem určit, která z metod je nejvíce diskriminační (nejlépe rozlišuje mezi good/bad).

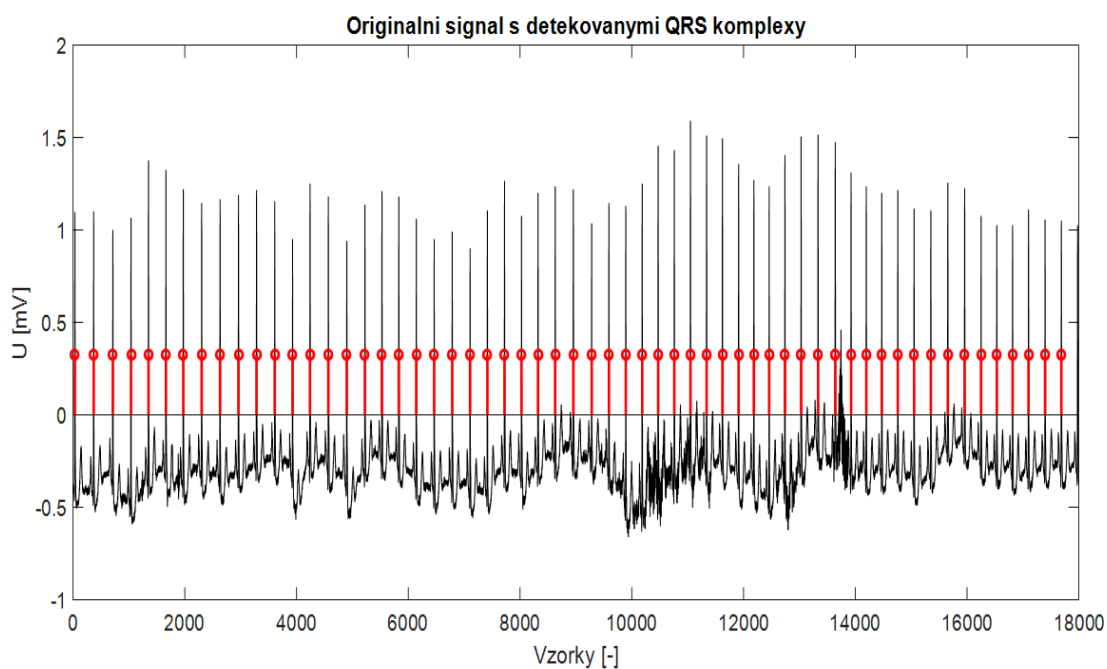
Na Obrázku 5.26 je možné pozorovat uměle vytvořený EKG signál s přidanou šumovou složkou o různé intenzitě. Signál má délku 60 sekund. V prvních 10 sekundách záznamu EKG má šum vyšší intenzitu, proto je zde hodnota kvadratického průměru a směrodatné odchylky vyšší, naopak u šikmosti a špičatosti je hodnota v prvních 10 sekundách nižší. Následuje 20-ti sekundový úsek, ve kterém je intenzita rušení nižší a je možné spolehlivě identifikovat QRS komplexy. V této části signálu jsou hodnoty kvadratického průměru a směrodatné odchylky nízké. Šikmost a špičatost zde nabývá hodnot nad 0,5. V úseku mezi 30-ti a 50-ti sekundami lze vidět nejvyšší míru rušení (s nejvyšší intenzitou). V tomto úseku nelze spolehlivě detekovat QRS komplexy. Kvadratický průměr a směrodatná odchylka zde dosahuje téměř hodnoty 1. Šikmost a špičatost zde naopak klesají téměř k 0. V následujícím úseku se opět jedná o signál, ve kterém lze spolehlivě určit QRS komplexy, kvadratický průměr a směrodatná odchylka se blíží 0 a šikmost a špičatost se přibližuje k 1.

Obdobně je možné vyhodnotit statistické funkce získané ze signálu IHR. Ze zmiňovaného článku [15] je patrné, že nejvhodnějšími ukazateli kvality signálu jsou statistické funkce kvadratický průměr a směrodatná odchylka. Při hodnocení kvality signálu budou brány v potaz pouze tyto dvě statistické funkce aplikované na EKG a IHR signály. Grafy šikmosti a špičatosti jsou zde uvedeny pouze z ilustračních důvodů.



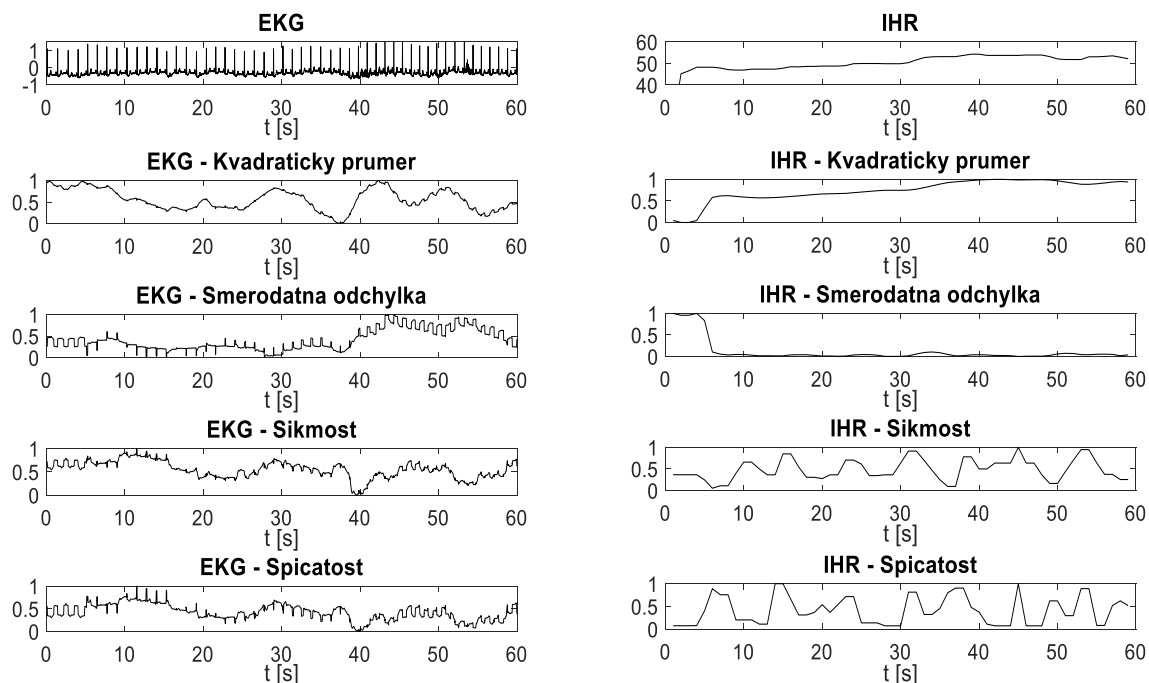
Obrázek 5.26: Umělý signál

Na základě nastudovaných materiálů a předchozích poznatků získaných z testování na umělých datech je možné provést analýzu reálných dat. K analýze byl vybrán záznam signálu EKG o délce 60 sekund. Na Obrázku 5.27 je zobrazen signál EKG s detekovanými QRS komplexy. Všechny QRS komplexy byly úspěšně detekovány a označeny. Na základě detekovaných QRS komplexů byl vypočítán signál IHR.



Obrázek 5.27: Originální reálný signál s detekovanými QRS komplexy

Na signál EKG a signál IHR byly aplikovány již zmíněné čtyři statistické funkce (kvadratický průměr, směrodatná odchylka, šikmost, špičatost). Jejich grafické zobrazení lze vidět na Obrázku 5.28. V místech signálu, kde se vyskytuje rušení, se hodnota kvadratického průměru a směrodatné odchylky zvyšuje a blíží se k 1. Opačně je tomu u špičatosti a šikmosti, v jejich případě se hodnota při výskytu rušení snižuje a blíží se k 0.



Obrázek 5.28: Reálný signál

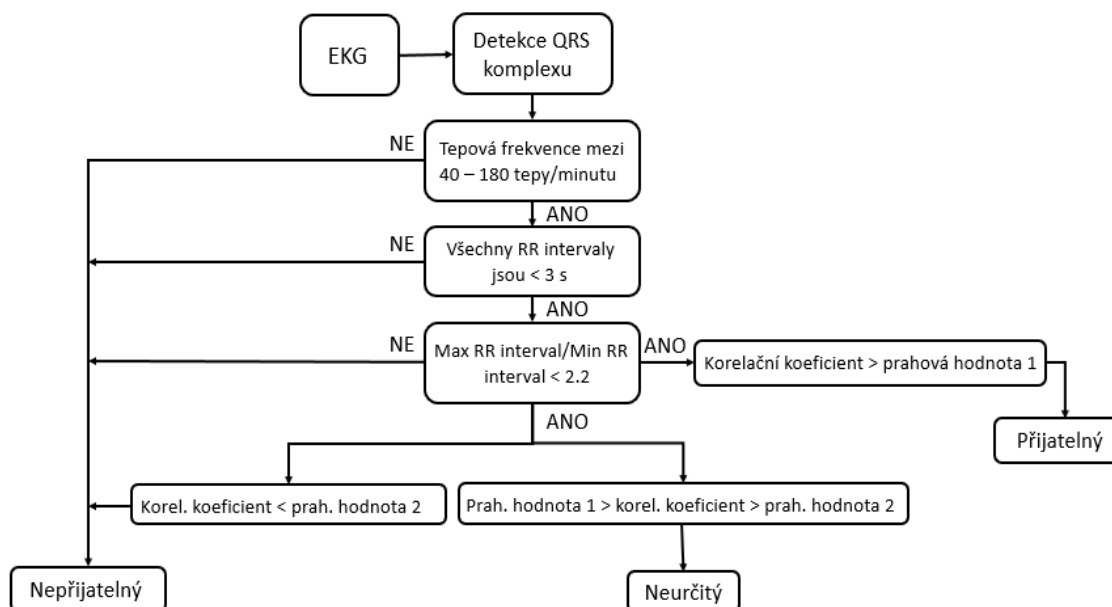
6 NÁVRH VLASTNÍ METODY PRO ODHAD KVALITY SIGNÁLU

V této kapitole bude popsán návrh vlastní metody sloužící k odhadu kvality signálu EKG. Metoda byla otestována jednak na uměle generovaných signálech EKG s myopotenciálovým rušením a následovně na reálných záznamech EKG převzatých z MIT-BIH Arrhythmia Database. [27] Hodnocení kvality signálu je v tomto případě založeno na výpočtu korelačního koeficientu mezi analyzovaným signálem a vypočítanou průměrnou šablonou signálu EKG.

Návrh vlastní metody je založen na metodě Signal Quality Index (SQI) popsané v článku [14]. Již zmíněná metoda byla rozšířena o použití klouzavého okna (sliding window) a zároveň byla přidána další prahová hodnota. Na základě rozšíření o výpočet v klouzavém okně je metoda pojmenována jako Sliding Window Signal Quality Index (swSQI).

Signál je na základě koeficientu korelace klasifikován do tří skupin. Tyto skupiny jsou označeny jako nepřijatelný, neurčitý a přijatelný. Do skupiny nepřijatelný spadají části signálu s hodnotou swSQI 0. Jestliže je hodnota swSQI 0,5, jedná se o signál neurčitý. Pokud nabývá swSQI hodnoty 1, lze signál zařadit do skupiny přijatelný.

Blokové schéma metody je možné vidět na Obrázku 6.1. Algoritmus byl implementován v programovém prostředí Matlab R2016a.



Obrázek 6.1: Blokové schéma metody pro odhad kvality signálu

Prvním krokem algoritmu je načtení signálu EKG do programového prostředí Matlab. Následně je nutné v signálu EKG nalézt polohy QRS komplexů. Pozice QRS komplexů jsou nalezeny pomocí detektoru QRS komplexů, který je založen na umocnění filtrovaného signálu. Postup detekce je následující. Po filtraci pásmovou propustí (11 až 21 Hz), která zvýrazní QRS komplex a ostatní vlny potlačí, je vypočítána obálka filtrovaného signálu, což vede k vyhlazení signálu. Veškeré operace jsou prováděny v plovoucím okně. Velikost plovoucího okna se odvíjí od použité vzorkovací frekvence. U uměle generovaných signálů je vzorkovací frekvence nastavena na 256 Hz, u reálných signálů pak na 360 Hz. Při analýze umělých signálů je použito plovoucí okno o délce 2560 vzorků, čili 10 sekund. K analýze reálných signálů je použito plovoucí okno o délce 3600 vzorků. Takto vytvořené plovoucí okno se po signálu posouvá o 1 sekundu, čili se posouvá o 256 vzorků u umělých signálů a o 360 vzorků u reálných signálů.

Na část signálu v plovoucím okně, ve kterém jsou označeny pozice jednotlivých QRS komplexů, jsou aplikována tři pravidla. První pravidlo slouží k ověření, zda je tepová frekvence ve fyziologickém rozmezí. Pokud je tepová frekvence mimo předem zadané rozmezí, je signál vyhodnocen jako signál, který není možné použít k další analýze. V opačném případě, tedy pokud je tepová frekvence ve fyziologickém rozmezí, je signál podroben dalšímu pravidlu. Toto pravidlo je založeno na tom, zda jsou od sebe jednotlivé QRS komplexy vzdáleny méně než 3 sekundy. Tato podmínka má zabránit situaci, že by mezi jednotlivými srdečními cykly chyběl více než jeden QRS komplex. Pokud nastane situace, že některý z QRS komplexů bude vynechán, je signálu automaticky přiřazena hodnota 0 a je zařazen do skupiny nepřijatelný. To znamená, že tento signál není možné použít pro další zpracování. Třetím pravidlem je ošetřen případ, ve kterém by mohlo dojít k překročení tepové frekvence o více než 10 % na 10-ti vzorcích. Poměr maximálního a minimálního RR intervalu nesmí přesahovat 2,2. Pokud je tato podmínka splněna, je možné prohlásit, že nedošlo k vynechání tepu. Jestliže není podmínka splněna, je signálu přiřazena hodnota 0 a není vhodné s ním dále pracovat.

V případě, že analyzovaný úsek signálu splňuje již zmíněná pravidla, je vypočítána šablona, která bude následně sloužit při výpočtu korelačního koeficientu. Jedná se o adaptivní přizpůsobení šablony, která je získána následovně. Detekované QRS komplexy jsou využity k vypočítání mediánu hodnot RR intervalů. Dalším krokem získání šablony je extrakce jednotlivých QRS komplexů. QRS komplexy jsou extrahovány oknem, jehož šířka je medián RR intervalu se středem na každé detekované R vlně. Průměrná šablona EKG křivky je vytvořena tak, že je ze vzorku odečtena střední hodnota všech nalezených QRS komplexů.

Splňuje-li signál v plovoucím okně všechna zmíněná pravidla, je pro každý QRS komplex v 10-ti sekundovém okně vypočítán korelační koeficient.

Zkoumá se korelace mezi zpracovávaným úsekem signálu a adaptivně přizpůsobenou šablonou. Koeficient korelace je vypočítán pro každý jednotlivý QRS komplex s průměrnou QRS šablonou. Získáváme tedy vektor s hodnotami korelačních koeficientů pro každý detekovaný QRS komplex. Hodnoty korelačních koeficientů jsou porovnány s předem nastavenými prahovými hodnotami. Defaultně jsou nastaveny dvě prahové hodnoty. Prahová hodnota 1 je nastavena na 0,94, prahová hodnota 2 je nastavena na 0,80. Signál tedy může být na základě korelačního koeficientu rozdělen do tří skupin. Do první skupiny je zařazen signál, který neprošel třemi základními pravidly a současně takový signál, jehož korelační koeficient je menší než první nastavená prahová hodnota. Takovému signálu je na základě korelačního koeficientu přiřazena hodnota swSQI 0. Do druhé skupiny budou zařazeny signály, jejichž koeficient korelace je větší než první nastavená prahová hodnota, zároveň je tento koeficient menší než druhá nastavená prahová hodnota. Takovému signálu bude přiřazena hodnota swSQI 0.5. Třetí skupina zahrnuje signály, jejichž korelační koeficient je větší než druhý nastavený práh. Těmto signálům náleží hodnota swSQI 1.

Tímto způsobem je provedena analýza pro celou délku signálu. Získáme tedy matici o rozměrech $N \times N$, kde N je délka signálu ve vteřinách. V každém řádku matice je obsaženo vždy 10 hodnot swSQI, přičemž každý další řádek je oproti předchozímu posunut o jeden prvek vpravo. Naším cílem je každou sekundu signálu zhodnotit 10 krát. Hodnoty swSQI se nachází na diagonále matice $N \times N$. Ukázka takovéto matice je na Obrázku 6.2.

	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	180	181	182	183
164	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
165	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0	0	0	0	0	0	0
166	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0	0	0	0	0	0
167	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
168	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0	0	0	0
169	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0	0	0
170	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0	0
171	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0	0	0
172	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
173	0	0	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0
174	0	0	0	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000
175	0	0	0	0	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000
176	0	0	0	0	0	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000
177	0	0	0	0	0	0	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000
178	0	0	0	0	0	0	0	0	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000
179	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
180	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
181	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
182	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.5000	0.5000	0

Obrázek 6.2: Ukázka matice s hodnotami swSQI

Následně jsou hodnoty swSQI sečteny ve sloupcích a vykresleny do grafu. Prvních a posledních 9 sekund v tomto grafu nemá vypovídající schopnost o kvalitě signálu, jelikož se jedná o součet méně prvků než deseti. V závislosti na plovoucím okně je první sekunda záznamu zhodnocena pouze jednou. Druhá sekunda je zhodnocena

dvakrát, třetí sekunda třikrát, atd. Teprve od 10 sekundy má součet prvků vypovídající hodnotu o kvalitě signálu. Naším cílem je v každém sloupci provést součet 10 hodnot. Kvalita signálu je zde hodnocena v rozsahu od 0 do 10. Hodnota 0 představuje signál s velkým množstvím rušení, který není možné použít k další analýze. V takovémto signálu není možné spolehlivě detekovat QRS komplexy. Jestliže se hodnota pohybuje kolem 5, znamená to, že v signálu je možné spolehlivě detekovat QRS komplexy, avšak obsahuje zároveň poměrně velké množství rušení. Signál, který neobsahuje téměř žádné rušení se přibližuje k hodnotě 10, jedná se o signál vhodný k lékařskému zhodnocení.

Pro správné zařazení signálu do již zmíněných tří skupin je nutné vhodně nastavit prahové hodnoty.

Prahové hodnoty byly získány následujícím způsobem. U uměle generovaného signálu EKG bylo nastaveno rušení se stejnou hodnotou SNR na celém signálu. Z takto zarušeného signálu byl vypočítán korelační koeficient mezi šablonou a analyzovaným signálem. Výpočet korelačního koeficientu byl proveden pro 100 náhodně generovaných signálů se stejnou hodnotou SNR, následně byl vypočítán průměr ze získaných korelačních koeficientů. Korelační koeficienty pro jednotlivé hodnoty SNR lze vidět v Tabulce 6.1.

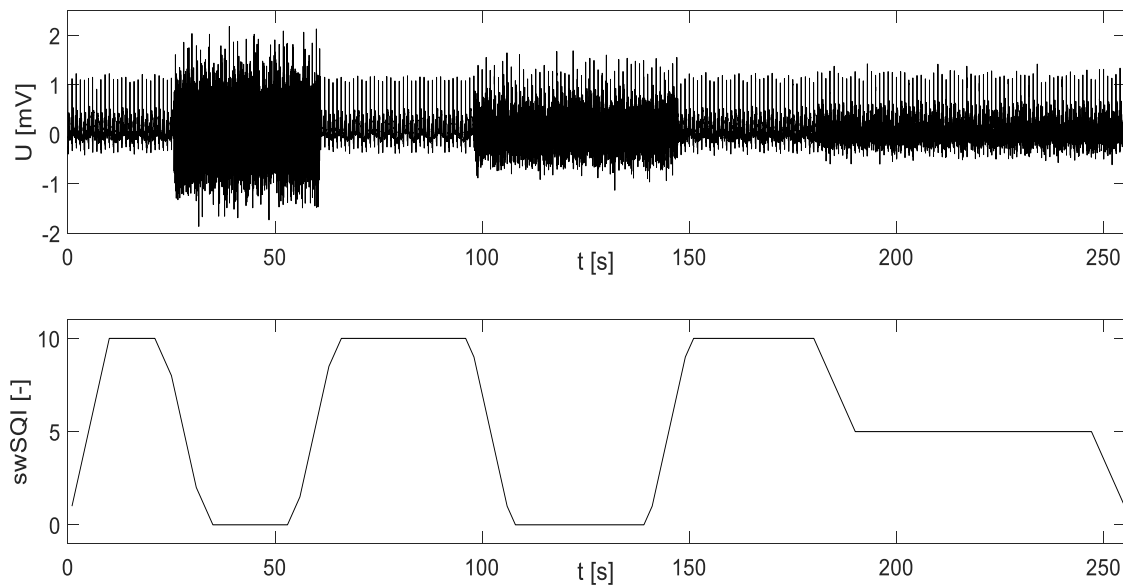
Tabulka 6.1: Korelační koeficienty v závislosti na SNR

SNR [dB]	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Korelační koeficient	0,35	0,45	0,58	0,69	0,71	0,81	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99

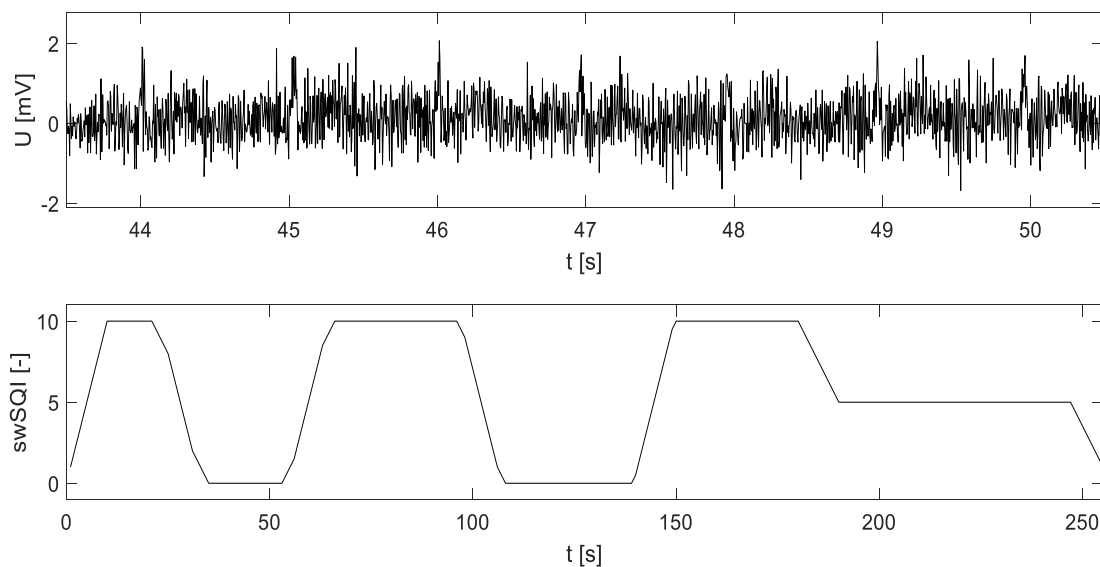
Velikost prahových hodnot byla zvolena na základě toho, zda je možné v signálu detekovat QRS komplexy. Prahová hodnota 1 byla zvolena jako 0,94, prahová hodnota 2 má hodnotu 0,80.

Uměle vytvořený signál s myopotenciály lze pozorovat dole na Obrázku 6.3. Jednotlivým úsekům signálu bylo přiřazeno SNR v rozsahu od -4 dB do 26 dB. Na takto generovaný signál byla použita naše metoda pro odhad kvality signálu. V dolní části Obrázku 6.3 je zobrazen výsledek analýzy. Z grafu je patrné, že signál byl rozdělen do všech tří zmíněných skupin. Polovina signálu dosáhla hodnoty 10 a byla zařazena do skupiny přijatelný signál. Ukázka signálu, kterému byla přiřazena hodnota 10 lze vidět na Obrázku 6.6. Přibližně 40 sekundám signálu byla přiřazena hodnota 0 (Obrázek 6.4).

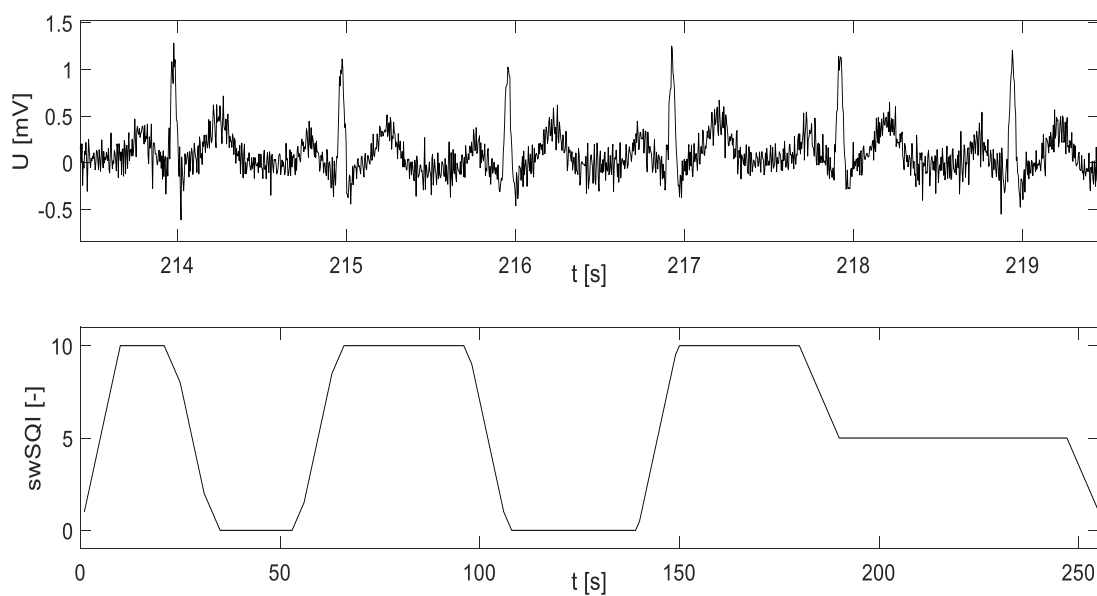
Zbytek signálu má hodnotu 5 a je zařazen do skupiny neurčitý signál, ukázku takového signálu je možné vidět na Obrázku 6.5.



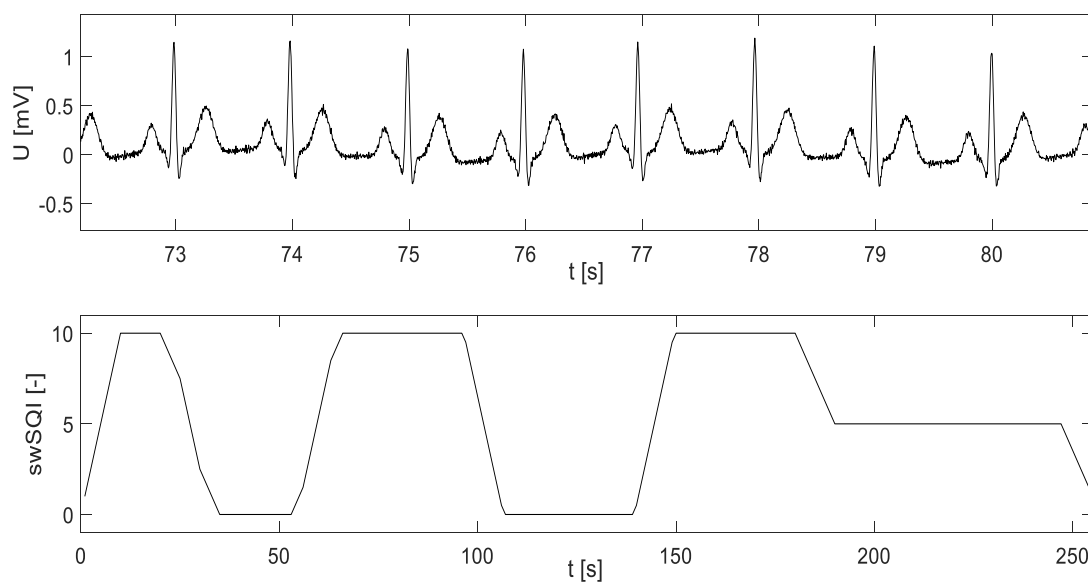
Obrázek 6.3: Umělý signál 1



Obrázek 6.4: Ukázka umělého signálu s hodnotou swSQI 0 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 43 do 51 s), vypočítané swSQI pro celý signál (dole)

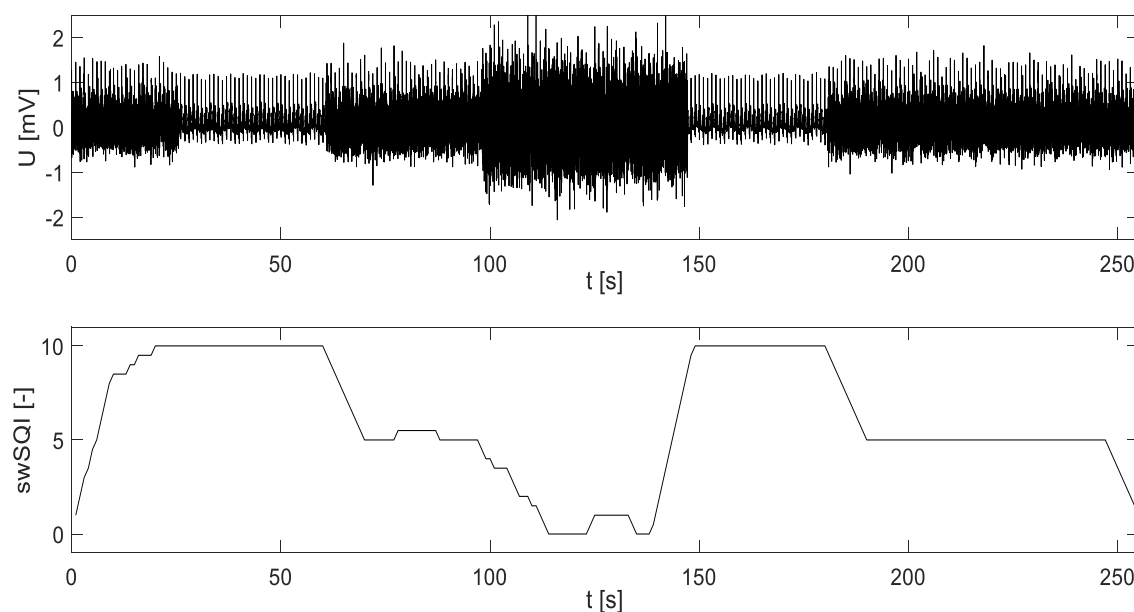


Obrázek 6.5: Ukázka umělého signálu s hodnotou swSQI 5 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 213 do 220 s), vypočítané swSQI pro celý signál (dole)



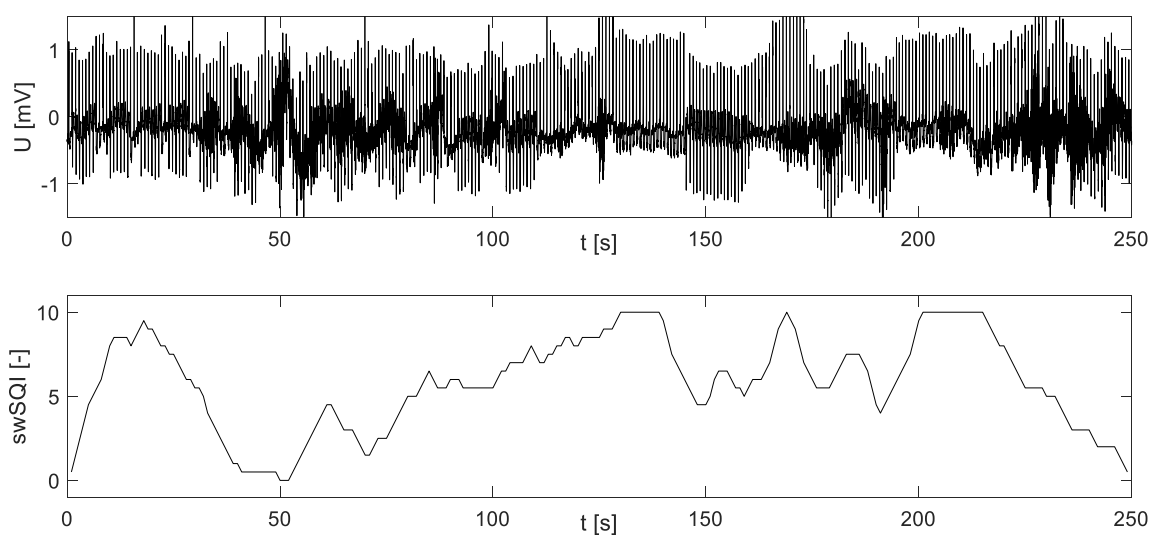
Obrázek 6.6: Ukázka umělého signálu s hodnotou swSQI 10 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 72 do 81 s), vypočítané swSQI pro celý signál (dole)

Další aplikaci naší metody na uměle generovaný signál je možné pozorovat na Obrázku 6.7. Zde byl nastaven rozsah SNR od -6 dB do 21 dB. V tomto případě byla téměř polovina signálu hodnocena hodnotou 5, čili spadá do skupiny neurčitý signál. V tomto signálu je možné spolehlivě detekovat QRS komplexy, avšak je vhodné ho ještě filtrovat dalším způsobem, aby byl průběh a tvar EKG lépe rozlišitelný.

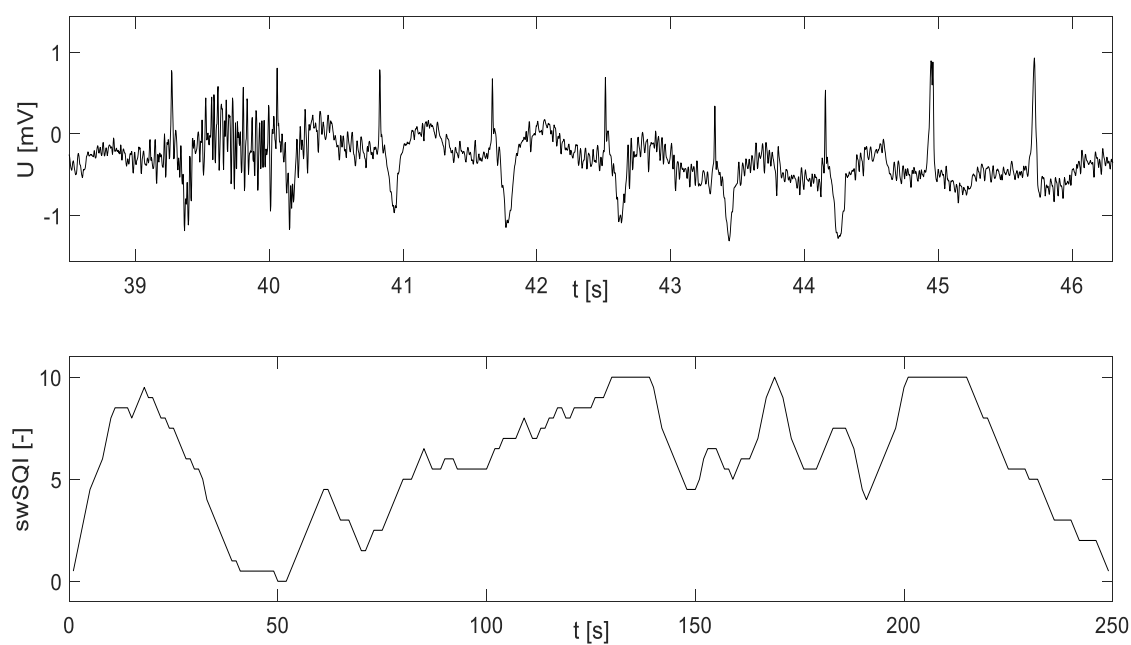


Obrázek 6.7: Umělý signál 2

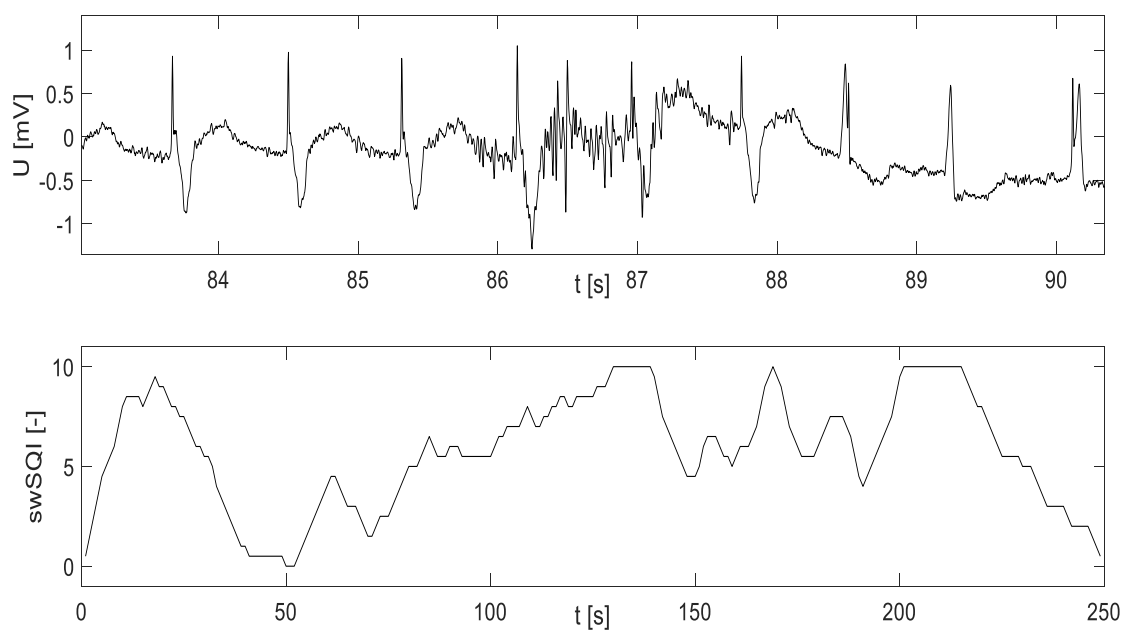
Použití naší metody na reálný signál lze vidět na Obrázku 6.8. Jako signál k analýze byl zvolen signál 104 z databáze MIT-BIH. Jak je možné vidět, signál obsahuje několik driftů nulové izoliny, v těchto úsecích je signál hodnocen 0. Ukázku signálu s hodnotou $swSQI$ 0 lze vidět na Obrázku 6.9. V ostatních částech signálu se hodnota pohybuje kolem 5 (ukázka signálu na Obrázku 6.10). Jen minimum částí signálu dosahuje hodnoty 10 a je zařazeno do skupiny přijatelný signál (Obrázek 6.11).



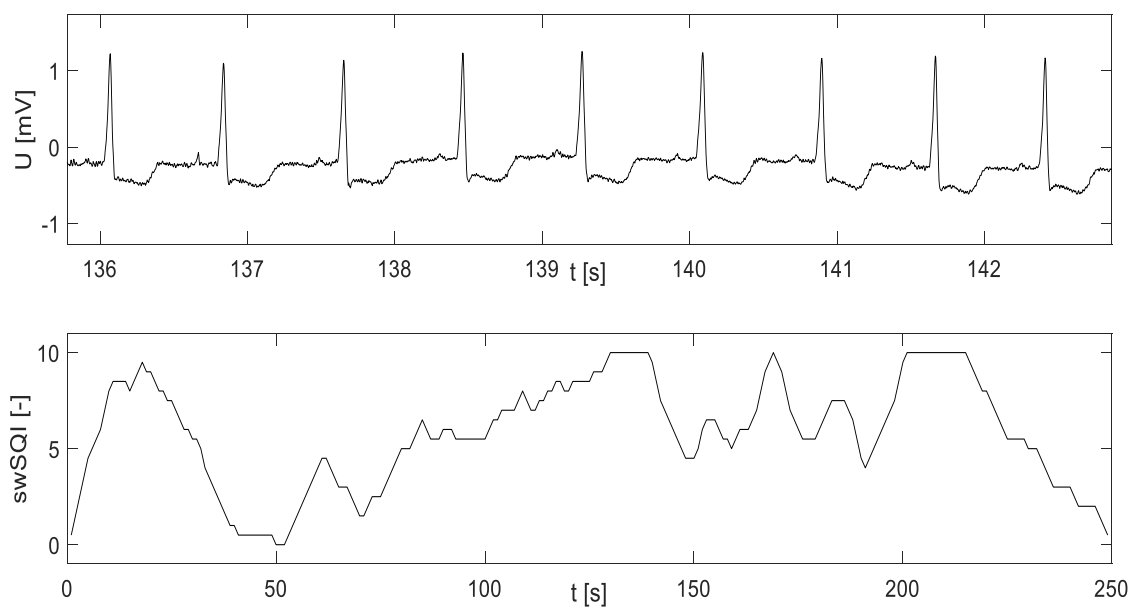
Obrázek 6.8: Reálný signál 104



Obrázek 6.9: Ukázka reálného signálu s hodnotou swSQI 0 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 38 do 47 s), vypočítané swSQI pro celý signál (dole)

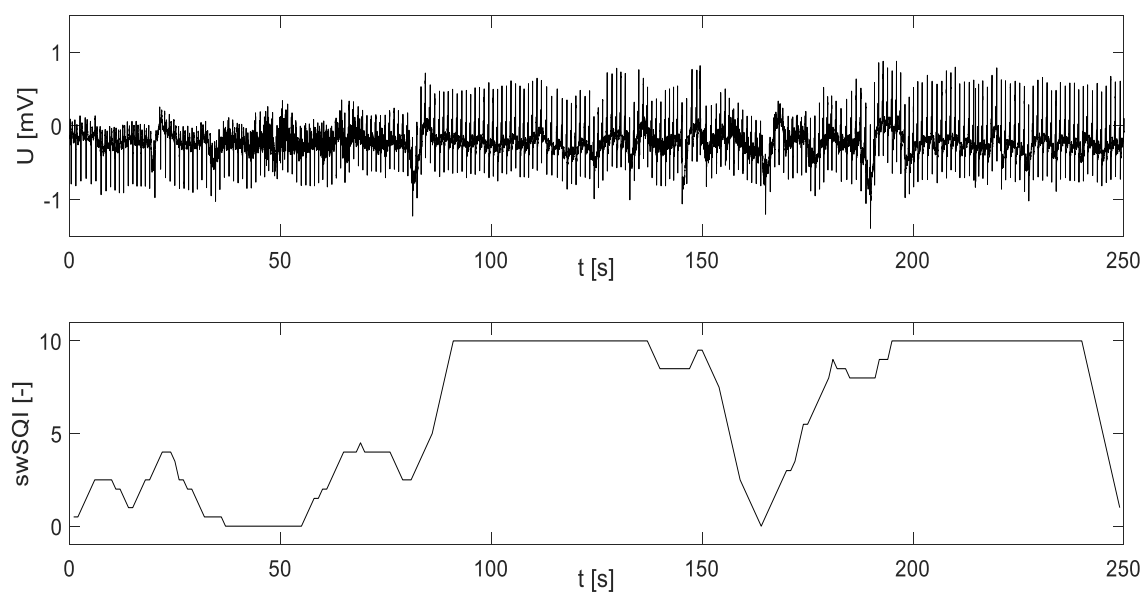


Obrázek 6.10: Ukázka reálného signálu s hodnotou $swSQI$ 5 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 83 do 91 s), vypočítané $swSQI$ pro celý signál (dole)



Obrázek 6.11: Ukázka reálného signálu s hodnotou $swSQI$ 10 (nahore – zvětšený úsek původního signálu od 136 do 140 s), vypočítané $swSQI$ pro celý signál (dole)

Na následujícím Obrázku 6.12 je zobrazen reálný signál 108. Druhá polovina signálu dosahuje hodnoty 10. Patří tedy do skupiny přijatelného signálu. V první polovině signálu není možné spolehlivě detekovat QRS komplexy, proto se hodnota pohybuje kolem 0.



Obrázek 6.12: Reálný signál 108

7 HODNOCENÍ

V této kapitole je obsaženo několik způsobů hodnocení jednotlivých metod. Hodnocení je provedeno na základě rychlosti výpočtu, dostupnosti informace o kvalitě signálu, korelace se zadaným SNR a celkové úspěšnosti klasifikace. Následně je provedeno vizuální porovnání všech metod.

7.1 Možnosti hodnocení kvality

U všech testovaných metod byla změřena doba potřebná k výpočtu kvality signálu EKG u záznamu dlouhého cca 4 minuty. U metody LMS je testovaný signál kratší, cca 10 sekund. Změřené časy lze vidět v Tabulce 2. Nejkratší doba potřebná k vyhodnocení kvality signálu byla zjištěna u statistických funkcí aplikovaných na signál IHR. Nejdéle trvá hodnocení kvality signálu metodě WWF. Námi navržené metodě swSQI trvá hodnocení v průměru 3,79 sekundy. V porovnání s ostatními metodami se jedná o jednu z rychlejších metod.

Další možností, jak mohou být metody posuzovány, je frekvence, s jakou je k dispozici informace o kvalitě. U metody WWF a LMS je k hodnocení kvality využíván výpočet SNR. SNR poskytuje informaci o kvalitě signálu pro každý vzorek signálu EKG. Statistické funkce vypočítané pro signál EKG a IHR dávají informaci o kvalitě pro každý vzorek signálu EKG a IHR. Metoda SQI poskytuje informaci o kvalitě signálu pro 10-ti sekundový úsek. Vlastní navržená metoda swSQI hodnotí kvalitu signálu EKG každou sekundu a zároveň je každá sekunda záznamu zhodnocena 10 krát. Dostupnost informace o kvalitě je shrnuta v Tabulce 2.

Jedním z hledisek, kterým lze posuzovat úspěšnost hodnocení kvality signálu, je Pearsonův korelační koeficient. Tento koeficient udává vzájemný vztah mezi dvěma veličinami. Jestliže se mění jedna z nich, pak se korelativně mění i druhá veličina. Pokud se projeví korelace, je možné, že na sobě veličiny závisejí. Pearsonův korelační koeficient může nabývat hodnot od -1 až po +1. Pokud jsou veličiny nezávislé, je koeficient roven 0. V případě, že jsou na sobě veličiny závislé, blíží se koeficient hodnotám -1 a 1. Vztah pro výpočet Pearsonova korelačního koeficientu je následující:

$$\rho_{X,Y} = \frac{E(XY) - E(X)E(Y)}{\sqrt{E(X^2) - E^2(X)}\sqrt{E(Y^2) - E^2(Y)}} \quad (7.1)$$

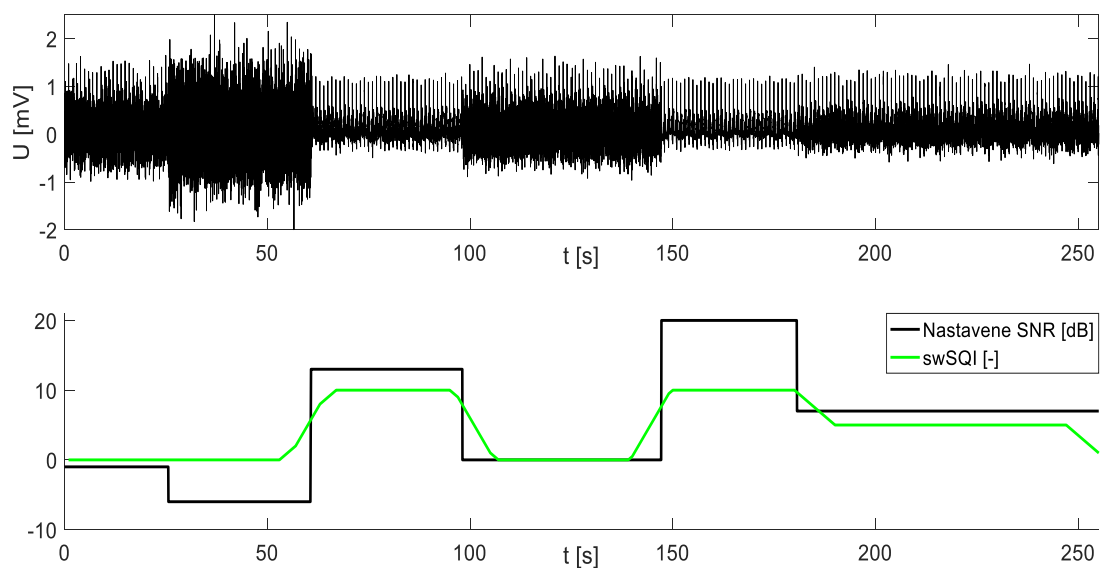
kde X a Y jsou zkoumané veličiny. [29]

Tento koeficient byl vypočítán pro každou použitou metodu hodnocení kvality signálu. Byla vypočítána korelace mezi nastaveným SNR signálu a výsledkem každé jednotlivé metody. U metody LMS nebyl korelační koeficient vypočítán, jelikož metodu nelze použít na uměle vytvořené signály. Výsledky jsou shrnuty v Tabulce 2. Nejvyššího korelačního koeficientu dosahuje metoda WWF. Metoda WWF odhaduje SNR, které bylo nastaveno ve vstupním signálu. Je tedy možné, že výsledek korelačního koeficientu je touto skutečností ovlivněn a tato metoda je pravděpodobně zvýhodněna oproti ostatním metodám. Na základě získaných koeficientů lze usuzovat, že metoda swSQI je vylepšenou verzí metody SQI. Metoda swSQI dosahuje vyššího korelačního koeficientu než původní metoda SQI. Pro srovnání, metoda swSQI dosahuje korelačního koeficientu 0,79, avšak metoda SQI má korelační koeficient pouze 0,53.

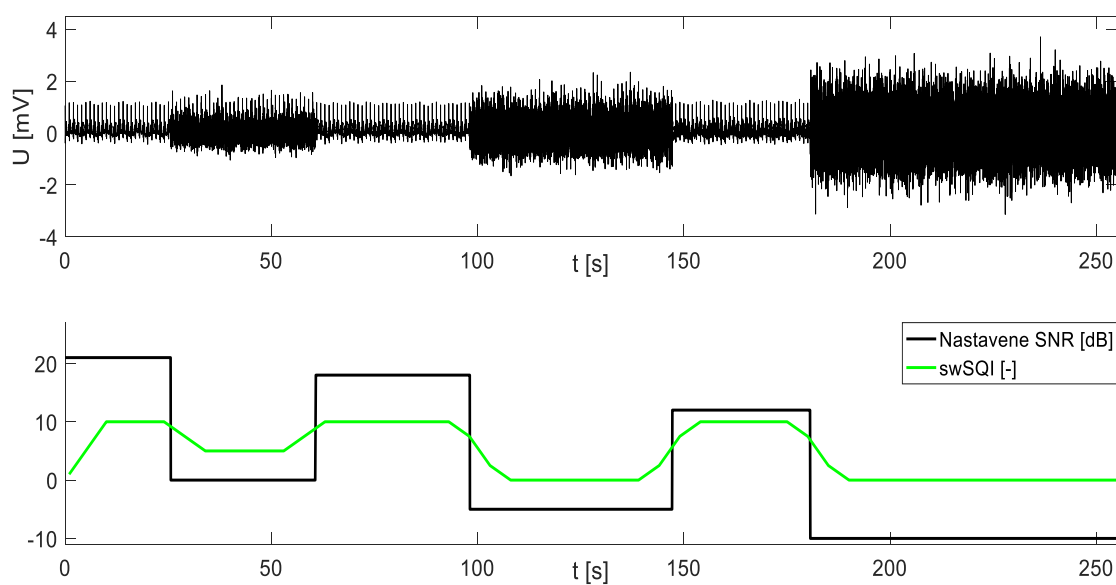
Tabulka 2: Hodnocení použitých metod

Metoda	Celková úspěšnost [%]	Čas t [s]	Dostupnost informace o kvalitě [-]	Pearsonův korelační koeficient [-]
WWF	99,45	35,54	1x za vzorek	0,99
LMS	98,88	5,65	1x za vzorek	-
swSQI	82,22	3,79	1x za 1 sekundu	0,79
Std EKG	81,66	10,74	1x za vzorek	-0,84
RMS EKG	80,55	4,94	1x za vzorek	-0,83
SQI	59,44	1,32	1x za 10 sekund	0,53
RMS IHR	36,11	1,14	1x za vzorek	-0,19
Std IHR	33,88	1,19	1x za vzorek	0,17

U uměle vytvořených signálů je možné posoudit, jakou měrou korelují výsledky navržené metody swSQI s předem nastaveným SNR. Ukázky korelace mezi nastaveným SNR a výsledkem swSQI lze vidět na Obrázcích 7.1 a 7.2. Z obrázků je patrné, že vypočítané swSQI tvarem kopíruje předem nastavené SNR.



Obrázek 7.1: Ukázka korelace mezi nastaveným SNR (-6 až 20dB) a swSQI



Obrázek 7.2: Ukázka korelace mezi nastaveným SNR (-10 až 21 dB) a swSQI

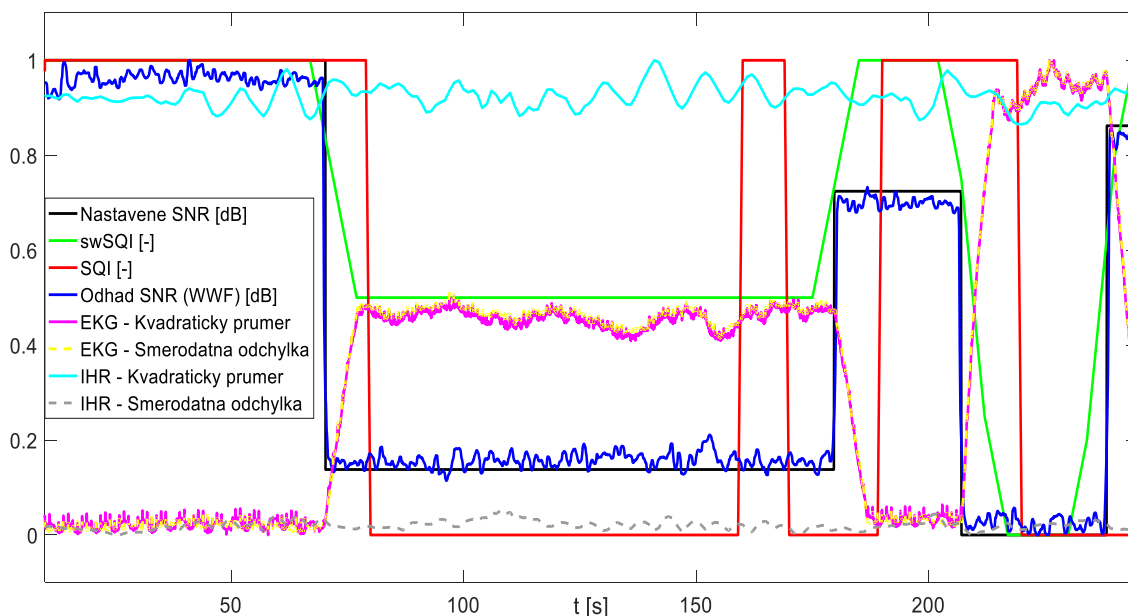
Mezi další možnosti, jak je možné hodnotit jednotlivé metody, je vypočítat celkovou úspěšnost klasifikace. Celkovou úspěšnost klasifikace lze definovat jako:

$$\text{úspěšnost} = \frac{\text{počet správně klasifikovaných úseků}}{\text{počet všech úseků}} \cdot 100 \quad (7.2)$$

Celková úspěšnost klasifikace je uvedena v procentech v Tabulce 2. Celková úspěšnost byla počítána během aplikace metod na reálné signály, které byly anotovány lidským odborníkem.

7.2 Vizuální porovnání použitých metod

Další způsob, jak je možné jednotlivé metody porovnat, je vizuální zhodnocení. Srovnání nastaveného SNR a výstupů jednotlivých metod se nachází na Obrázku 7.3. Výsledky všech použitých metod byly normalizovány na hodnoty 0 až 1 z důvodu lepšího vizuálního dojmu. Jak je z Obrázku 7.3 zřejmé, nejvíce se hodnotám předem nastaveného SNR přibližuje kvalita určená na základě spojitého odhadu SNR. Tento spojitý odhad SNR byl získán metodou Wienerovské vlnkové filtrace (WWF). Křivka swSQI svým tvarem opisuje křivku předem nastaveného SNR. Křivky statistických funkcí kvadratického průměru a směrodatné odchylky vypočítané pro signál EKG mají opačný průběh než křivka nastaveného SNR. Svým tvarem jsou mu ovšem podobné. Nejméně jsou nastavenému SNR podobné statistické funkce aplikované na signál IHR. Křivka SQI svým tvarem připomíná nastavené SNR, avšak tato metoda reaguje na změny SNR se zpožděním.



Obrázek 7.3: Srovnání metod

8 ZÁVĚR

Hlavním cílem této diplomové práce bylo na základě nastudovaných metod vytvořit návrh vlastní metody, která bude vhodná pro odhad kvality signálu EKG.

Před samotným návrhem vlastní metody bylo nastudováno několik metod s odlišným principem odhadu kvality signálu. Jedna z metod je založena na wienerovské vlnkové filtraci a následně je získán spojitý odhad SNR. Další metoda funguje na principu adaptivního filtrování a minimalizaci MSE. Výpočetně nejjednodušší metodou používanou pro posouzení kvality signálu je výpočet statistických funkcí kvadratického průměru a směrodatné odchylky aplikovaných na signál EKG a IHR. V neposlední řadě byla nastudována metoda založená na výpočtu korelačního koeficientu mezi analyzovaným signálem a šablonou. Jelikož se dosavadní metoda SQI jevila jako příliš strohá a nepříliš efektivní pro posuzování kvality signálu EKG, byla zvolena jako podklad pro návrh vlastní metody. Námi navržená metoda swSQI je rozšířením a současně vylepšením metody SQI.

Metoda swSQI je založena na výpočtu korelačního koeficientu mezi průměrnou šablonou křivky EKG a analyzovaným signálem EKG. Tato metoda byla inspirována metodou, při níž je vypočítán SQI (Signal Quality Index). Metoda byla rozšířena o výpočet korelačního koeficientu v klouzavém okně a každá takto získaná hodnota je porovnána s nastavenými prahovými hodnotami. Na základě porovnání s prahovými hodnotami je signál zařazen do jedné ze tří skupin. Tyto skupiny jsou označeny jako nepřijatelný signál, neurčitý signál a přijatelný signál. Metoda byla otestována na uměle vytvořených signálech EKG, které byly aditivní směsí signálu EKG a myopotenciálů. Následně byla robustnost metody ověřena na reálných záznamech EKG signálů z databáze MIT-BIH. Tyto záznamy obsahují různé druhy rušení signálu EKG. Metoda swSQI byla schopná zhodnotit kvalitu signálu s různými druhy rušení.

V páté kapitole jsou podrobněji popsány jednotlivé kroky a postupy při aplikaci jednotlivých metod na zkoumaný signál. Jsou zde také zmíněny nastavované parametry a lze zde najít ukázkové výsledky pro každou metodu hodnocení kvality signálu EKG.

V sedmé kapitole jsou porovnány všechny testované metody. Co se týče úspěšnosti při odhadu kvality signálu, byla nejlepší metodou shledána wienerovská vlnková filtrace a následný spojitý odhad SNR. Tato metoda dosahuje vynikajících výsledků při oddělení užitečného signálu a šumové složky. Ovšem za možný nedostatek této metody může být považována časová náročnost. Naopak nejméně vhodnou metodou, kterou lze hodnotit kvalitu signálu, jsou statistické funkce kvadratický průměr a směrodatná odchylka aplikované na signál IHR. Při posuzování kvality nemají statistické funkce dostatečnou vypovídající schopnost. Metoda SQI není schopná

dostatečně rychle reagovat na skokové změny kvality signálu. Za možný nedostatek lze považovat také fakt, že analyzovanému signálu přiřazuje pouze dvě hodnoty v poměrně dlouhém časovém úseku. Úseku je přiřazena buď hodnota 1, pokud je úsek signálu vyhodnocen jako dobrý, nebo hodnota 0, jestliže je úsek vyhodnocen jako špatný. Toto hodnocení není možné považovat za dostatečně přesné.

Námi navržená metoda swSQI se těmto nedostatkům snaží předejít. Každá sekunda signálu je hodnocena hned 10 krát. Signálu je zároveň přiřazena kromě hodnoty 0 a 1 ještě hodnota 0,5. Proto lze tvrdit, že je odhad kvality signálu přesnější. Tato skutečnost se nám potvrdila při porovnání jednotlivých metod. Námi navržená metoda swSQI dosáhla při statistickém hodnocení lepších výsledků než původní metoda SQI. Korelační koeficient mezi výsledkem metody swSQI a předem nastaveným SNR byl 0,79. Tento koeficient ukazuje na to, že se výsledek metody swSQI blíží k hodnotám nastaveného SNR. Návrh vlastní metody pro odhad kvality signálu EKG lze považovat na základě výsledků celkové úspěšnosti klasifikace za zdařilý.

LITERATURA

- [1] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN isbn978-80-7262-612-0.
- [2] FLEISCHMANN, Jaroslav a Rudolf LINC. *Anatomie člověka I*. 3. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1964, 284 s. ISBN 14-029-76.
- [3] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. dopl. vydání. Praha: GradaPublishing, 2012. Sestra. ISBN 978-80-247-3918-2.
- [4] MALMIVUO, Jaakko. a Robert. PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. ISBN 0195058232.
- [5] SOBOTKA, Pavel. *Patologická fyziologie: praktikum*. 4., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2128-9.
- [6] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [7] KOZUMPLÍK, J., HOLČÍK., J.: *Číslicový filtr pro potlačení síťového rušení v signálu EKG*. Lékař a technika, 20, 1989, č. 3, s. 53-59.
- [8] RÁČEK T.: *Číslicová filtrace signálu EKG*: Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 64s
- [9] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011.
- [10] SVAČINA, J. *Elektromagnetická kompatibilita: principy a poznámky*. 1. vydání Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2001. ISBN: 80-214-1873-7.
- [11] SMITAL, L. *Vlnková filtrace elektrokardiogramů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 99 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

- [12] VÍTEK, Martin. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [13] KOZUMPLÍK, J.: *Multitaktní systémy*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005
- [14] ORPHANIDOU, Ch., T. BONNICI, P. CHARLTON, D. CLIFTON, D. VALLANCE, L. TARASSENKO. *Signal-Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring*. IEEE JOURNAL OF BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS [online]. 2015, , s 832-838 [cit 2017-12-26].
- [15] GHOLINEZHADASNEFESTANI, S., A. TEMKO, N. STEVENSON, G. BOYLAN, G. LIGHTBODY a W. MARNANE. *Assessment of Quality of ECG for Accurate Estimation of Heart Rate Variability in Newborns*. IEEE [online]. 2015, (978-1-4244-9270-1) [cit. 2017-12-29].
- [16] MCSHARRY PE, CLIFFORD GD, TARASSENKO L, SMITH L. *A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering **50**(3): 289-294; March 2003. [cit 2017-11-23].
- [17] SMITAL, L. a KOZUMPLÍK, J. *Software pro generování myopotenciálů*. Česká republika. Uděleno 2010.
- [18] HANDL, M. *Měření EKG signálů a realizace detektoru QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 63s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Kuna.
- [19] SHARMA, I., MEHRA R., SINGH M., *Adaptive Filter Design for ECG Noise Reduction using LMS Algorithm*. IEEE JOURNAL OF BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS [online]. 2015, [cit 2017-12-25].
- [20] THAKOR NV., ZHU S., *Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection*. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING [online]. 38(8):785-794; August 1991. [cit 2017-12-2].

- [21] MARTINEK R., *Využití adaptivních algoritmů LMS a RLS v oblasti adaptivního potlačování šumu a rušení*. ELECTROSCOPE. Roč. 2013, číslo 1. 8s[cit 2017-12-28].
- [22] HARUŠTIAKOVÁ, Danka, JARKOVSKÝ, Jiří, LITTNEROVÁ, Simona. *Vícerozměrné statistické metody v biologii*. ISBN 978-80-7204-791-8
- [23] MIKL, Michal et al. *Effects of spatial smoothing on fMRI group inferences. Magnetic resonance imaging* [online]. 2008, roč. 26, č. 4, s. 490-503. [cit. 2018-03-16]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18060720>
- [24] WALCZYSKO, Martin. *Analýza EEG signálu pomocí analýzy hlavních komponent (PCA)*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 44 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Milan Rychtářík
- [25] BARHATTE, Alka S., Rajesh GHONGADE a Sachin V. TEKALE. *Noise analysis of ECG signal using fast ICA*. 2016 Conference on Advances in Signal Processing (CASP). IEEE, 2016, 2016, 118-122. DOI: 10.1109/CASP.2016.7746149. ISBN 978-15090-0849-0. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7746149/>
- [26] HARUŠTIAKOVÁ Danka, Jiří JARKOVSKÝ, Simona LITTNEROVÁ, Ladislav DUŠEK, *Vícerozměrné statistické metody v biologii*. ISBN 978-80-7204-791-8
- [27] GOLDBERGER AL, AMARAL LAN, GLASS L, HAUSDORFF JM, IVANOV PCH, MARK RG, MIETUS JE, MOODY GB, PENG C-K, STANLEY HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: *Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. *Circulation*101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages];2000 (June 13). [cit. 2018- 04-16]
- [28] PAN, Jiapu, TOMPKINS Willis J., *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING [online]. VOL. BME-32, NO. 3, March 1985. [cit 2018-03-2].
- [29] DOWDY, S. and WEARDEN, S. (1983). *"Statistics for Research"*, Wiley. ISBN 0- 471-08602-9pp 230

Seznam symbolů, veličin a zkratek

FEKT	–	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
VUT	–	Vysoké učení technické v Brně
EKG	–	elektrokardiogram, elektrokardiografie
WWF	–	Wienerovská vlnková filtrace
SQI	–	index kvality signálu (z angl. Signal Quality Index)
LMS	–	metoda nejmenších středních čtverců (z angl. Least Mean Square)
MSE	–	střední kvadratická chyba (z angl. Mean Squared Error)
IHR	–	okamžitá srdeční frekvence (z angl. Instantaneous Heart Rate)
PCA	–	analýza hlavních komponent (z angl. Principal Component Analysis)
Fast ICA	–	rychlá analýza nezávislých komponent (z angl. Fast Independent Component Analysis)
RMS	–	kvadratický průměr (z angl. Root Mean Square)
Std	–	směrodatná odchylka (z angl. Standard deviation)
swSQI	–	index kvality signálu v klouzavém okně (z angl. Sliding Window Signal Quality Index)
AV	–	atrioventrikulární uzel
$g_m(n)$	–	korekční faktor pro úpravu koeficientů $y_m(n)$
ISWT	–	inverzní stacionární vlnková transformace
MIT-BIH	–	standardní databáze signálů EKG (z angl. Massachusetts Institute Of Technology - Beth Israel Hospital)
N	–	délka signálu
$s(n)$	–	užitečný diskrétní signál na vstupu
\bar{s}	–	střední hodnota signálu $s(n)$
$s'(n)$	–	pilotní odhad užitečného signálu
SA	–	sinoatriální uzel
SNR	–	poměr signálu a šumu (z angl. Signal-to-Noise Ratio)
SWT	–	Stacionární vlnková transformace
$u_m(n)$	–	koeficienty užitečného signálu v m -tém pásmu
$v_m(n)$	–	koeficienty šumu v m -tém pásmu
$w(n)$	–	diskrétní šum na vstupu
$x(n)$	–	vstupní diskrétní signál
$y_m(n)$	–	koeficienty vstupního signálu $x(n)$ v m -tém pásmu
${}^\lambda y_m(n)$	–	upravené koeficienty $y_m(n)$

λ_m	–	prahová hodnota v m -tém pásmu
σ_{v_m}	–	rozptyl šumových koeficientů v m -tém pásmu
y_k	–	výstup filtru
ϵ_k	–	účelová funkce
μ	–	velikost kroku LMS algoritmu
α	–	největší hodnota autokorelační matice
W_k	–	soubor vah transversálního filtru
X_k	–	vstupní vektor
D	–	vlastní hodnoty
E	–	vlastní vektory
$E (XX')$	–	korelační nebo kovarianční matice
X	–	známý smíšený signál
A	–	neznámá čtvercová směřovací
S	–	zdrojová matice
n_s	–	počet vzorků na epochu (plovoucí okno)
$u_j(k)$	–	zkoumaná epocha
μ_j	–	střední hodnota epochy
$\rho_{X,Y}$	–	Pearsonův korelační koeficient